



**Francisco Tomé
Fernandes Almeida**

**Artoplastia do tornozelo, estudo comparativo de
novo conceito.**



**Francisco Tomé
Fernandes Almeida**

**Artoplastia do tornozelo, Estudo comparativo de
novo conceito.**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e do Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O júri

Presidente

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo
Professor Auxiliar com agregação da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões
Equiparado a Professor Coordenador com Agregação de Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos
Professora Auxiliar da Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Agradeço desde já aos meus orientadores, Professor Doutor António Ramos e Professor Doutor Carlos Relvas, pelo apoio e orientação ao longo deste trabalho. De igual modo, deixo um agradecimento especial ao Professor Doutor Fernando Fonseca pela disponibilidade e fornecimento do conceito.

Aos meus pais e restante família, pela disponibilidade, sacrifícios e apoio incansável.

Finalmente reconhecer o apoio de todos os meus amigos e em especial á Ana Alves por todo o apoio e suporte no desenvolvimento deste trabalho.

Palavras-chave

Biomecânica, Artroplastia, tornozelo, prótese, modelo de elementos finitos.

Resumo

A Artroplastia Total do Tornozelo trata-se de um procedimento cirúrgico que procura dar uma alternativa válida para o tratamento de patologias que levem à substituição da articulação natural do tornozelo. No entanto, este tipo de tratamento não é amplamente aceite como em outras articulações tais com o joelho ou o cotovelo. Devido ao facto de o tornozelo ainda apresentar uma constituição biomecânica diferenciada e este procedimento cirúrgico apresenta uma taxa de sucesso inferior às demais articulações. Assim, este trabalho tem como princípio, o estudo de uma nova proposta para a articulação do tornozelo, de forma a estudar e prever o comportamento da articulação. Os resultados observados no modelo intacto e no modelo implantado, indicam a possibilidade da ocorrência de stress-shielding e possível fratura na zona posterior e anterior do talus, após uma sobrecarga nestas zonas em detrimento da zona medial. Conclui-se, portanto, que as próteses de tornozelo devem ser alvo de estudos de forma a melhorar o funcionamento de forma a replicar o movimento natural desta articulação.

keywords

Arthroplasty, ankle prosthesis, finite element model, deformation..

abstract

Total Ankle Arthroplasty it is a surgical procedure that aims to be an alternative for the treatment of disorders leading to replacement of the natural ankle joint. However, this treatment is not widely accepted as other joints such as the knee or elbow. Due to the fact that the ankle still presents a differentiated biomechanical constitution and this surgical procedure has a success rate lower than other joints. This work has as a principle, the study of a new proposal for the ankle joint to study the behavior of a new concept when subjected to external loads.

The results observed in the intact model and the model implemented, indicate the possibility of the occurrence of stress-shielding and possible fracture of the posterior and anterior zone of talus, After an overload in these zones to the detriment of the medial zone..

It follows therefore that the ankle prosthesis must be subject to studies to improve designs which better able to replicate the natural motion of the knee joint.

Índice

LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS	V
INTRODUÇÃO	1
ANATOMIA	3
1.1. INTRODUÇÃO	3
1.2. TERMINOLOGIA ARTICULAR DOS MOVIMENTOS	4
1.3. ANÁLISE DE MARCHA	5
1.4. SISTEMA ESQUELÉTICO.....	7
1.5. ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO	10
1.6. LIGAMENTOS	15
1.7. MÚSCULOS.....	17
PATOLOGIAS E PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS	19
2.1. PRINCIPAIS PATOLOGIAS ASSOCIADAS À ARTROPLASTIA.....	19
2.2. SOLUÇÕES E ABORDAGEM CIRÚRGICAS NA RECUPERAÇÃO DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO .	21
2.3. A ARTROPLASTIA DO TORNOZELO, EVOLUÇÃO HISTÓRICA	23
REGISTOS ORTOPÉDICOS	37
3.1. INTRODUÇÃO	37
3.2. REGISTOS DA ARTROPLASTIA DO TORNOZELO.....	38
NOVO CONCEITO DA PRÓTESE DE TORNOZELO.....	43
4.1. DESCRIÇÃO DO CONCEITO	43
4.2. PROCEDIMENTO CIRÚRGICO DO CONCEITO	47
4.3. MODELO EXPERIMENTAL	50
4.4. FABRICO DOS COMPONENTES	50
MODELO NUMÉRICO	53
5.1. MODELO CAD	53
5.2. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS.....	54
5.3. PROPRIEDADES DOS MATERIAIS	56
5.4. CONDIÇÕES FRONTEIRA MODELOS.....	57
5.5. CARGAS E CONDIÇÕES LIMITES.....	58
RESULTADOS.....	61
6.1. MODELO INTACTO	61
6.2. MODELO IMPLANTADO.....	65

6.3.	COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTADO E INTACTO	68
6.4.	ANÁLISE DE TENSÕES	75
DISCUSSÃO		77
CONCLUSÃO		79
TRABALHOS FUTUROS.....		81
REFERÊNCIAS		83
ANEXOS		89

Lista de Figuras

FIGURA 1 - REFERÊNCIA AO PLANO ANATÔMICO DO TORNOZELO.	3
FIGURA 2 - PLANO SAGITAL PLANTAR.	4
FIGURA 3 - MOVIMENTOS DO PLANO FRONTAL E TRANSVERSAL.	4
FIGURA 4 - FASES DO CICLO DA MARCHA.	5
FIGURA 5 - GRÁFICO DEMONSTRATIVO DAS FORÇAS APLICADAS DURANTE A MARCHA.	7
FIGURA 6 - IMAGEM ESQUEMÁTICA DO OSSO ESPONJOSO OU TRABECULAR E DO OSSO CORTICAL NO TORNOZELO.	8
FIGURA 7 - ESTRUTURA ÓSSEA DO TORNOZELO	8
FIGURA 8 - ESTRUTURA TIBIOTÁRSICA.	9
FIGURA 9 - SISTEMA ESQUELÉTICO CONSTITUINTE DO TORNOZELO.	10
FIGURA 10 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DO COMPLEXO ARTICULAR DO TORNOZELO.	11
FIGURA 11 - EIXO DE ROTAÇÃO DA ARTICULAÇÃO TIBIOTÁRSICA.	12
FIGURA 12 - REPRESENTAÇÃO DOS CONSTITUINTES DA ARTICULAÇÃO.	13
FIGURA 13 - REPRESENTAÇÃO DO EIXO DE ROTAÇÃO DO TORNOZELO.	13
FIGURA 14 - ESQUEMATIZAÇÃO DA SUPERFÍCIE ARTICULAR DO TORNOZELO.	14
FIGURA 15 - SUPERFÍCIE ARTICULAR DO INTERFACE TÍBIA-TALUS ADAPTADO DE: HTTP://WWW.FOTOSEARCH.COM.BR/LIF137/GA333029/ (VISITADO EM 23/11/2016)	14
FIGURA 16 - REPRESENTAÇÃO DOS LIGAMENTOS LATERAIS (ESQUERDA) DOS LIGAMENTOS DELTOIDES (DIREITA).	15
FIGURA 17 - REPRESENTAÇÃO DO LIGAMENTO DELTÓIDE. <i>CAMPBELL ET AL, 2014</i>	16
FIGURA 18 - MÚSCULOS E TENDÕES QUE ATUAM NA ZONA DO TORNOZELO	18
FIGURA 19 - A IMPERIAL COLLEGE OF LONDON HOSPITAL PROSTHESIS (COUGHLIN ET AL. 2014).	24
FIGURA 20 - IRVINE TOTAL ANKLE REPLACEMENT (COUGHLIN ET AL. 2014).	25
FIGURA 21 - RICHARD SMITH TOTAL ANKLE REPLACEMENT (COUGHLIN ET AL. 2014).	25
FIGURA 22 - SUPERFÍCIES INCONGRUENTES.	26
FIGURA 23 - DIFERENTES SUPERFÍCIES DE CONGRUÊNCIA DA PRIMEIRA GERAÇÃO.	27
FIGURA 24 - PRÓTESES COMERCIAIS. A - S.T.A.R. B - SALTO TALARIS. C - HINTEGRA.	28
FIGURA 25 - SALTO TALARIS IMPLANTADA	29
FIGURA 26 – INBONE IMPLANTADA	30
FIGURA 27 - S.T.A.R. IMPLANTADA.	32
FIGURA 28 – BOX IMPLANTADA	33
FIGURA 29 – MOBILITY IMPLANTADA	34
FIGURA 30 - BUECHEL-PAPPAS IMPLANTADA	35
FIGURA 31 - CONCEITO PRÓTESE	44

FIGURA 32 - COLOCAÇÃO DO COMPONENTE TALAR	44
FIGURA 33 - COLOCAÇÃO DO COMPONENTE TIBIAL	45
FIGURA 34 - PRÓTESE CONCEITO EM POSIÇÃO.	45
FIGURA 35 – ESTRUTURA ÓSSEA	46
FIGURA 36 - INCISÃO LATERAL DO TORNOZELO	47
FIGURA 37 - INSTRUMENTAL DE FIXAÇÃO DE SEGMENTOS DA PERNA DESENVOLVIDA PARA A ZIMMER® <i>TRABECULAR METAL™ TOTAL ANKLE</i>	48
FIGURA 38 - SEQUENCIA DE APLICAÇÃO DA PROTESE.....	49
FIGURA 39 - CONJUNTO CONCEITO PRÓTESE	50
FIGURA 40 - BLOCO A CORTAR	51
FIGURA 41 - CONCEITO PRÓTESE MAQUINADO.	51
FIGURA 42 - VISTA EXPLODIDA DA MONTAGEM TORNOZELO	54
FIGURA 43 - MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DO CONJUNTO INTACTO (ESQUERDA) E CONJUNTO IMPLANTADO (DIREITA).....	55
FIGURA 44 - CONDIÇÕES FRONTEIRA DO MODELO.....	58
FIGURA 45 - POSIÇÕES DE CARGA DO CONCEITO PRÓTESE.	59
FIGURA 46 - LINHAS DE ORIENTAÇÃO DE ONDE FORAM OBTIDOS OS VALORES	61
FIGURA 48 - GRÁFICOS REPRESENTATIVOS DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS DO MODELO INTACTO DA TÍBIA. A – ANTERIOR; B - POSTERIOR; C – MEDIAL; D – LATERAL	62
FIGURA 49 - GRÁFICOS REPRESENTATIVOS DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS DO MODELO INTACTO DO TALUS. A – MAXIMAS; B – MINIMAS	63
FIGURA 50 - REPRESENTAÇÃO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS NO MODELO INTACTO. A – VISTA FRONTAL DAS DEFORMAÇÕES MÁXIMAS; B – VISTA FRONTAL DAS DEFORMAÇÕES MÍNIMAS; C – VISTA TRANSVERSAL AS DEFORMAÇÕES MÁXIMAS DO TALUS; D – VISTA TRANSVERSAL DAS DEFORMAÇÕES MÍNIMAS DO TALUS; E – VISTA TRANSVERSAL DAS DEFORMAÇÕES MÁXIMAS DA TÍBIA; F- VISTA TRANSVERSAL AS DEFORMAÇÕES MÍNIMAS DA TÍBIA.	65
FIGURA 51 - GRÁFICOS REPRESENTATIVOS DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS DO MODELO IMPLANTADO DA TÍBIA. A – ANTERIOR; B - POSTERIOR; C – MEDIAL; D – LATERA	66
FIGURA 52 - GRÁFICOS REPRESENTATIVOS DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS DO MODELO IMPLANTADO DO TALUS. A – MAXIMOS; B - MINIMOS.....	67
FIGURA 53 - REPRESENTAÇÃO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS NO MODELO IMPLANTADO. A – VISTA FRONTAL DAS DEFORMAÇÕES MÁXIMAS; B – VISTA FRONTAL DAS DEFORMAÇÕES MÍNIMAS; C – VISTA TRANSVERSAL AS DEFORMAÇÕES MÁXIMAS DO TALUS; D – VISTA TRANSVERSAL DAS DEFORMAÇÕES MÍNIMAS DO DO TALUS; E – VISTA TRANSVERSAL DAS DEFORMAÇÕES MÁXIMAS DA TÍBIA; F- VISTA TRANSVERSAL AS DEFORMAÇÕES MÍNIMAS DA TÍBIA.	68
FIGURA 54 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS DA ZONA ANTERIOR DA TÍBIA.	69
FIGURA 55 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS DA ZONA POSTERIOR DA TÍBIA.	69
FIGURA 56 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS DA ZONA MEDIAL DA TÍBIA.....	70
FIGURA 57 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS DA ZONA LATERAL DA TÍBIA.....	71

FIGURA 58 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS ($m\epsilon$) EM EXTENSÃO.....	72
FIGURA 59 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS MÍNIMAS ($m\epsilon$) EM EXTENSÃO.....	72
FIGURA 60 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS ($m\epsilon$) EM FLEXÃO.	73
FIGURA 61 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS MÍNIMAS ($m\epsilon$) EM FLEXÃO	73
FIGURA 62 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS ($m\epsilon$) EM NEUTRA.....	74
FIGURA 63 - GRÁFICO COMPARATIVO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS MÍNIMAS ($m\epsilon$) EM NEUTRA.....	74

Lista de Tabelas

TABELA 1 - REGISTO DE CAUSAS DE ARTROPLASTIA ATÉ 2013 NA AUSTRÁLIA. (ARTHTOPLASTY, ANKLE, 2013)	20
TABELA 2 - REGISTOS TOTAIS DA ANTROPLASTIA DO TORNOZELO DOS PAÍSES REGISTRADOS 2000-2013. 38	
TABELA 3 – REGISTOS TOTAIS DA ARTROPLASTIA NA NORUEGA 2000-2009.....	39
TABELA 4 - REGISTOS TOTAIS DA ARTROPLASTIA NA AUSTRÁLIA 2008-2013	40
TABELA 5 - REGISTOS TOTAIS DA ARTROPLASTIA NA SUÉCIA 2000-2012	40
TABELA 6 - RAZÕES PARA CIRURGIA DE REVISÃO DOS PAÍSES REGISTRADOS 2000-2013.	41
TABELA 7 - NÓS E ELEMENTOS DO MODELO NUMÉRICO	55
TABELA 8 - DEFINIÇÕES DOS MATERIAIS SELECIONADOS.	56
TABELA 9 - TENSÕES DE VON MISES NO INTERFACE PRÓTESE-PRÓTESE	75

Introdução

Os nossos pés são o contacto direto e obrigatório com o mundo que nos rodeia, permitindo uma posição que nos distingue de outros seres vivos, como a marcha em posição ereta. Desta forma, quando se dá degeneração da articulação do tornozelo, é de toda a importância manter essa mobilidade, que em última solução, passa pela substituição desta por uma prótese do tornozelo.

Tal como em todos os sistemas anatómicos, também o tornozelo está sujeito a diferentes tipos de patologias que levam à degeneração da cartilagem da articulação levando à perda de mobilidade, desconforto e dor. As patologias que conduzem à necessidade de uma intervenção cirúrgica são normalmente casos graves de artrite degenerativa ou pós-traumática e casos de osteoartrose, sendo esta última a patologia mais comum. Neste tipo de cirurgias existem dois tipos de procedimentos que podem ser adotados, sendo eles a aplicação da técnica de Artrodese e a Artroplastia Total do Tornozelo. A Artrodese é o nome atribuído à técnica de fusão óssea de qualquer articulação, que tem como vantagem o alívio da dor, mas em contrapartida exclui qualquer tipo de movimento na articulação. A Artroplastia Total do Tornozelo, de qual é tema este trabalho, é o procedimento que implica a substituição total ou parcial de uma articulação natural por componentes prostéticos, mantendo o movimento na articulação. As primeiras Artroplastias do Tornozelo foram efetuadas nos anos 70, no entanto os primeiros estudos realizados a doentes foram desanimadores, especialmente a longo prazo. Por outro lado, graças ao *feedback* gerado pelos primeiros modelos de próteses do tornozelo, também designados de primeira geração, foi possível desenvolver uma segunda geração de próteses com uma taxa de sucesso superior. Com os desenvolvimentos efetuados em torno da Artroplastia Total do Tornozelo, foi proporcionado ao cirurgião, um meio de restaurar a mobilidade, corrigir deformações e reduzir as dores de muitos pacientes. Isto embora, o procedimento, incluindo a interface implante - osso, não seja ainda tão resistente, fiável ou durável como uma articulação humana natural.

Os componentes para a Artroplastia do tornozelo caracterizam-se normalmente um componente talar e uma plataforma tibial. Os componentes são disponibilizados em diversos tamanhos, indicados para aplicações primárias e cirurgias de revisão. Para o estudo e desenvolvimento destes componentes é necessário o uso da simulação de elementos finitos, em detrimento do uso unicamente de estudos experimentais que estão associados a custos mais elevados. A aplicação do método de elementos finitos nesta área, tem-se mostrado de mais-valia, uma vez que, este tipo de tratamento numérico, tem a capacidade de promover a análise de esforços internos aplicado a diferentes materiais, prevendo comportamentos segundo a aplicação de cargas estáticas e/ou dinâmicas.

Este trabalho tem como objetivo principal, uso do método de elementos finitos para o estudo de um novo tipo de conceito prótese, de forma a prever o seu comportamento para diferentes situações.

O presente estudo encontra-se subdividido em 8 capítulos.

O primeiro capítulo descreve os constituintes que envolvem a articulação do tornozelo, iniciando-se com uma breve introdução à biomecânica do movimento, análise de marcha e anatomia do tornozelo. Aqui, são descritas as limitações e amplitudes de movimento da articulação, bem como identificar os principais constituintes anatómicos em termos ligamentares e ósseos.

No capítulo número 2 elaborada uma descrição sobre os tratamentos utilizados para a reabilitação da articulação. Aqui é dado um especial ênfase à artroplastia, onde é descrita a sua evolução histórica, assim como o desenvolvimento dos implantes a nível de *design* e materiais utilizados.

No terceiro capítulo é elaborada uma breve revisão das principais patologias que estão associadas à articulação, bem como os registos ortopédicos, que permite tirar algumas relações sobre a taxa de incidência e quais os modelos mais utilizados.

O quarto capítulo é desenvolvida uma descrição acerca do conceito prótese, vantagens, materiais e metodologia de implantação. Neste capítulo é ainda descrito o desenvolvimento e fabrico do modelo experimental.

O quinto capítulo é dedicado à realização dos modelos numéricos, tendo por objetivo o estudo do comportamento estrutural desenvolvido pelo modelo articular antes e após a aplicação do procedimento cirúrgico

No capítulo numero 6, são expostos os resultados dos ensaios elaborados no modelo numérico, sendo que este está sujeito a condições que melhor repliquem a articulação do tornozelo. O modelo foi sujeito a testes nas posições de extensão, flexão e posição neutra. Aqui é elaborada uma análise comparativa dos resultados para as diferentes posições estudadas nas vertentes de modelo intacto e modelo implantado.

No sétimo capítulo são analisados os resultados dos comportamentos obtidos a partir dos ensaios, possíveis causas e principais preocupações.

Por fim, no oitavo capítulo são apresentadas as conclusões finais, assim como sugestões para possíveis desenvolvimentos futuros do conceito.

CAPÍTULO 1

Anatomia

1.1. Introdução

São diversas as áreas científicas que dedicam o seu estudo à anatomia humana. Esta dedica-se à análise dos diferentes sistemas e estruturas do corpo humano bem como o seu funcionamento. Estas estruturas estão ligadas entre si, permitindo a realização de diferentes tipos de atividades assim como prevenindo de danos exteriores.

De modo a agilizar a identificação e localização dos diferentes sistemas que envolvem o corpo humano, foi necessário desenvolver um conjunto de designações básicas a partir de uma posição base de referência para que, desta forma, fosse possível estabelecer uma identificação lógica das estruturas músculo-esqueléticas e articulares. Considera-se postura base, quando se pretende descrever a posição relativa entre diferentes partes do corpo humano. Esta define-se, quando o corpo está herto, em posição neutra, com os braços suspensos lateralmente junto ao corpo e os pés ligeiramente afastados. Esta posição tem especial interesse, uma vez que a partir daí podemos definir os planos anatómicos referentes e, através destes, descrever os movimentos e posições estruturais do corpo humano (Hamill e Knutzen, 1999; Silva, 2004). Na figura 1 pode-se observar um exemplo da posição base (no que concerne ao tornozelo) descrita acima bem como os seus respetivos planos de referência.

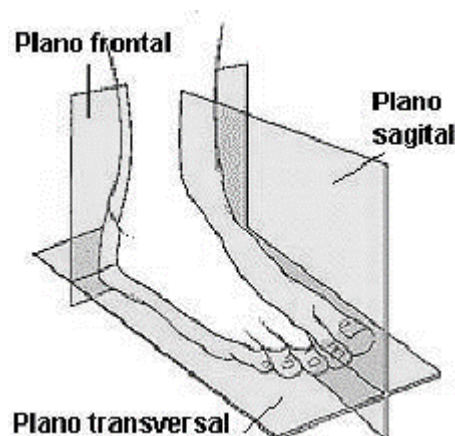


Figura 1 - Referência ao plano anatómico do tornozelo.

Fonte: <http://www.institutodehipnose.com/2012/04/planos-anatomicos.html> (visitado em 29/10/2016)

1.2. Terminologia Articular dos Movimentos

Em geral, os movimentos efetuados pelos segmentos anatómicos, envolvem diferentes combinações de movimentos, sendo que, grande parte destes desenrolam-se nas articulações. De forma a caracterizar e definir esta terminologia, é necessário estabelecer como ponto de referência os planos anatómicos (*Hamill e Knutzen, 1999; Silva, 2004*).

No plano sagital tal como é possível verificar na figura 2 dão-se movimentos de flexão, extensão (se a extensão ultrapassar a posição de referência anatómica, esta passa a chamar-se de hiperextensão).

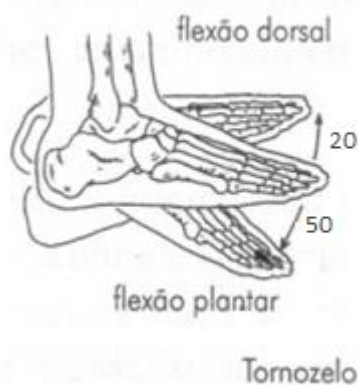


Figura 2 - Plano sagital plantar.

Fonte: http://images.slideplayer.com.br/9/1826699/slides/slide_6.jpg (visitado em 29/10/2016)

Já no plano frontal ocorrem movimentos inversão e eversão. Por último, no plano transversal, incluem-se os movimentos de rotação nomeadamente adução e abdução. Estes movimentos são visíveis na figura 3.

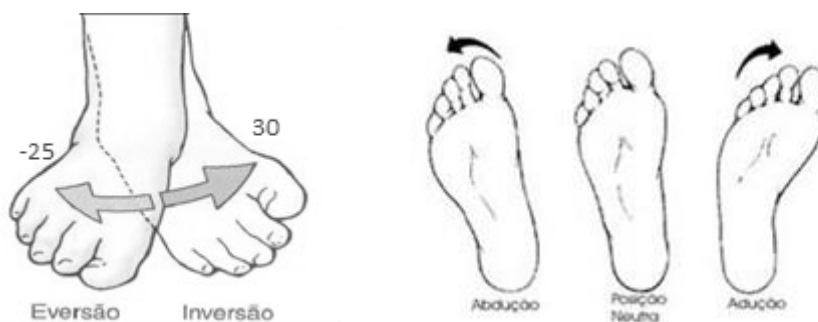


Figura 3 - Movimentos do plano frontal e transversal.

Fonte: <http://slideplayer.com.br/slide/1826699/> (visitado em 29/10/2016)

1.3. Análise de Marcha

A capacidade de movimento do ser humano é de extrema importância e sabe-se que foram necessários milhares de anos de evolução para que a espécie humana tivesse a capacidade locomoção que tem nos dias de hoje. Por natureza, cada indivíduo adota uma velocidade de locomoção intrínseca, de forma a consumir a menor quantidade de energia em cada passada, adotando, padrões cinéticos e cinemáticos, tendo em vista uma economia de esforço (Alexander, 2002). Isto tudo torna a locomoção uma função bastante complexa.

Os movimentos do membro inferior durante a locomoção podem ser classificados em movimentos de avanço e movimentos de apoio. O ciclo de marcha caracteriza-se por uma sequência de movimentos entre dois contactos sucessivos do mesmo pé com a superfície de apoio. Assim sendo, este é composto por duas fases principais sendo elas a fase de apoio e a fase de balanço (figura 4A e 4D). Rose e Gamble (1998) descrevem a fase de apoio como sendo subdividida em três principais períodos. O apoio duplo inicial (figura 4A), o apoio simples (figura 4C) e o apoio duplo final (figura 4G).

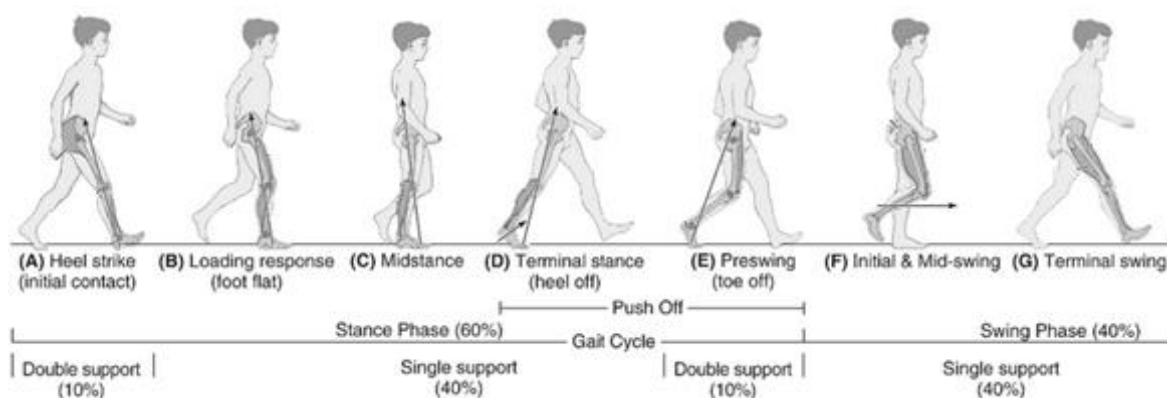


Figura 4 - Fases do ciclo da marcha.

Fonte: <http://epomedicine.com/wp-content/uploads/2014/05/gait-cycle-1-1-1-1.png> (visitado em 29/10/2016)

Em (A) acontece a primeira fase do ciclo, conhecido como apoio de calcanhar, nesta fase observa-se, o movimento do corpo desde a sua posição anatómica de referência até ao contacto de ambos os pés no solo (apoio duplo), esta tem uma duração muito limitada. Neste momento a anca está a 30 graus de flexão, o joelho em extensão total e o tornozelo em posição neutra. Um pouco depois disso, dá-se uma flexão do joelho. A extensão acontece devido à contração excêntrica do tibial anterior, enquanto a extensão do joelho é causada pela contração do quadríceps, a flexão do quadril deve-se à contração do reto femoral e dos músculos do glúteo (Moore et al. 2011).

Na fase de apoio plantar (Fase B) começa com o contato do pé com o solo e continua até que o outro pé se levante para entrar em balanço. O impacto é absorvido pelo pé que entra em completo

contato com a superfície, e o peso transferido rapidamente para esse mesmo membro estendido. Observa-se que todo o quadril firmemente se estende para uma posição neutra, já o tornozelo começa numa fase neutra, admite uma rápida flexão plantar e depois inverte este movimento e admite uma flexão fazendo com que o tornozelo volte para a posição neutra.

A fase média (fase C) caracteriza-se pela fase que ainda existe apenas um único apoio, inicia-se quando o outro pé é levado do chão e continua até que o peso do corpo fica alinhado com a tibia. Aqui a força é absorvida para que seja possível utiliza-la na impulsão para a frente. Nesta posição, anca vai de 10° de flexão para extensão. Já o joelho, logo no início da fase, deixa de fletir e começa a estender.

A fase de propulsão (Fase D) começa quando o calcanhar deixa o chão e termina o período de apoio único, sendo que esta continua até que o outro pé atinge o chão. Nesta fase o peso corporal avança e a anca admite uma hiperextensão. Inicialmente o joelho continua a sua fase de extensão, e logo em seguida, começa a fletir até obter cerca de 12 graus de flexão. O joelho começa um movimento de extensão de até 20 graus.

No início da fase de balanço (Fase E) caracteriza-se como o segundo período de duplo apoio. Inicia-se com o contacto do pé oposto no chão e termina com a elevação da ponta do pé, o grande objetivo desta fase é posicionar o membro para o balanço. O joelho flexiona-se até os 40-60 graus, e o tornozelo vai de 20 graus de extensão até terminar em posição neutra.

Na fase média de balanço (Fase F) começa com a elevação do pé do chão e acaba quando o pé que esta em balanço e fica lado a lado com o pé de apoio. Os dois objetivos desta fase são o avanço do membro em relação à sua posição inicial e a elevação do pé. A anca está fletida a 25 graus e o joelho continua a fletir até atingir os 60 graus.

A fase de desaceleração (Fase G) dá início quando a tibia está em posição vertical e termina quando o pé encontra de novo o chão e a tibia fica á frente da coxa. A anca inicialmente mantém a sua posição até que esta se estende levemente, o joelho continua a estender até chegar perto da posição neutra, já o tornozelo mantém a sua posição neutra.

Na figura 5 é possível verificar quais as forças de reação atingidas durante o ciclo de marcha, sendo que, na primeira fase do ciclo, aquando do apoio do calcanhar, este pode admitir uma carga de até 120% do peso corporal do indivíduo.

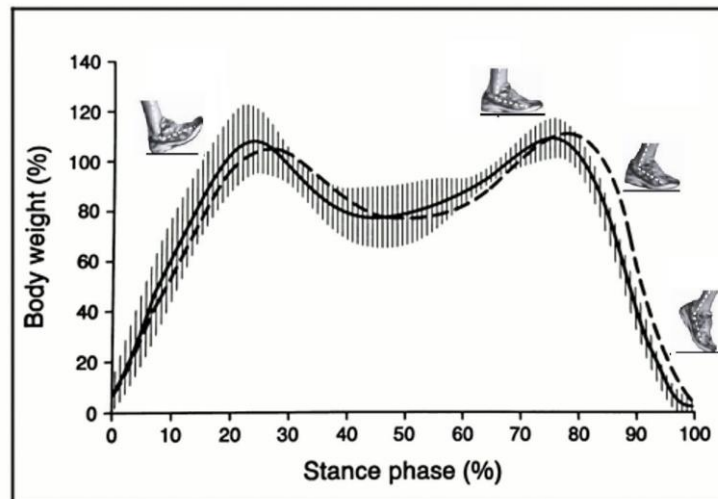


Figura 5 - Gráfico demonstrativo das forças aplicadas durante a marcha.
Adaptada de Kitaoka *et. al.* 1997

1.4. Sistema Esquelético

As estruturas ósseas, para além de serem constituídos por células específicas, são ricos em vários minerais. Estes minerais não só garantem a solidez e resistência do esqueleto, como são fundamentais para o normal funcionamento dos músculos e do sistema nervoso.

Assim, o osso é formado por dois tipos distintos de componentes: a matéria orgânica e a matéria mineral. A matéria orgânica é constituída por células especializadas, como por exemplo, os osteoblastos, os osteócitos e os osteoclastos. Esta substância orgânica costuma acolher os elementos minerais, como o cálcio e o fósforo, cuja presença confere característica dureza aos ossos (Moore *et al.* 2011).

A estrutura óssea é constituída por duas estruturas bastantes distintas, o osso cortical, que se trata da parte exterior do osso, representando cerca de 80% da massa óssea, caracteriza-se ainda por ser densa, resistente e deter uma elevada dureza, o osso trabecular ou esponjoso denota-se por ter um menor peso comparativamente ao cortical, existindo sob a forma de rede ou malha, ou seja, é constituído por trabéculas (placas ósseas que formam redes abertas), proporcionando espaço ósseo que é ocupado por medula óssea (figura 6). Devido a esta sua estrutura particular, o tecido esponjoso é mais maleável, flexível e com uma forte capacidade de remodelação óssea, comparativamente com o cortical.

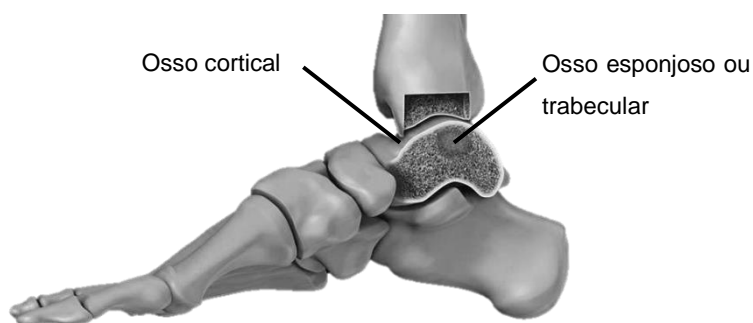


Figura 6 - Imagem esquemática do osso esponjoso ou trabecular e do osso cortical no tornozelo.

Adaptada de http://subchondroplasty.com/ui/2-Talus_Primary_Lesions-InfBW-V2.jpg (visitado em 29/10/2016)

A estrutura óssea do tornozelo (figura 7) pertence ao conjunto de membros inferiores do sistema esquelético que é composto por 31 ossos tendo a função de sustentação do próprio organismo, de base mecânica para o movimento, de armazenamento de sais e hematopoiéticas.

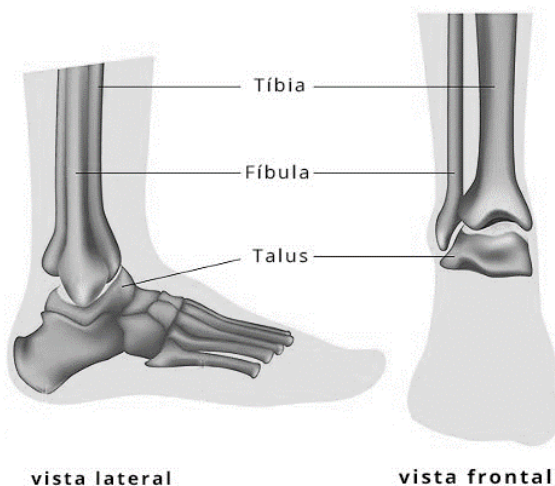


Figura 7 - Estrutura Óssea do tornozelo

Fonte: <http://www.brunomassa.com.br/wp-content/uploads/2016/02/tornolelo-3-ossos.jpg> (Visitado em 20/11/2016)

1.4.1. Arquitetura Tibiotársica

O conjunto dos membros inferiores é dividido em quatro segmentos anatômicos distintos: cintura pélvica, coxa, perna e pé. Para este presente estudo, será focado o osso da tíbia e fíbula que são considerados como ossos longos e correspondem ao segmento da perna e o talus que pertence ao grupo dos ossos curtos, está contemplado no segmento do pé, articulando com a extremidade distal da perna. (figura. 8).

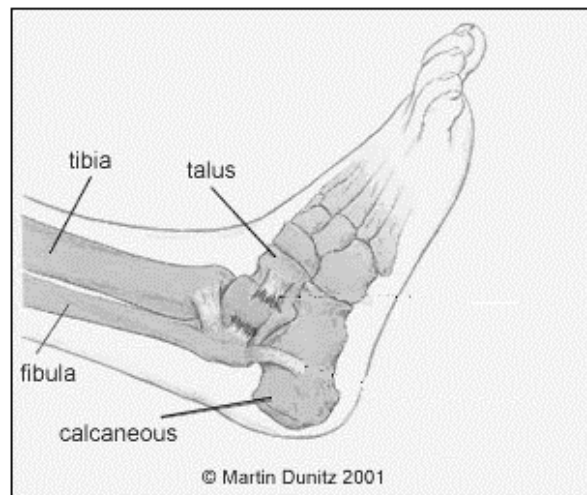


Figura 8 - Estrutura Tibiotársica.

Fonte: <http://www.dottordavidemambrin.it/> (visitado em 2016)

A tíbia é um dos maiores ossos do sistema esquelético, situando-se no lado medial do membro inferior. Este tem a particularidade de possuir duas extremidades que fazem a ligação do fémur ao pé através dos côndilos medial e lateral respetivamente (Gray H., 2000). A sua função passa por suportar cargas vindas do fémur e transmiti-las para o talus. O talus tem a função de rececionar as cargas vindas da tíbia e o seu corpo apresenta várias superfícies articulares, nomeadamente, a sua superfície superior, constituída por duas cúpulas adjacentes e ainda uma superfície lisa troclear, a tróclea, que promove a articulação com a tíbia (Gray H., 2000). Este tem também a capacidade de articular com outras três estruturas ósseas para além da tíbia, sendo eles: a fíbula através da face maleolar lateral, o calcâneo e o navicular (figura 9). A fíbula está localizada na extremidade lateral da perna, ou seja, situa-se no lado lateral da tíbia, com a qual estabelece uma ligação através de

uma membrana. Este osso longo e delgado é tal como a tíbia, constituídos por duas extremidades e articula com o talus (Gray H., 2000).

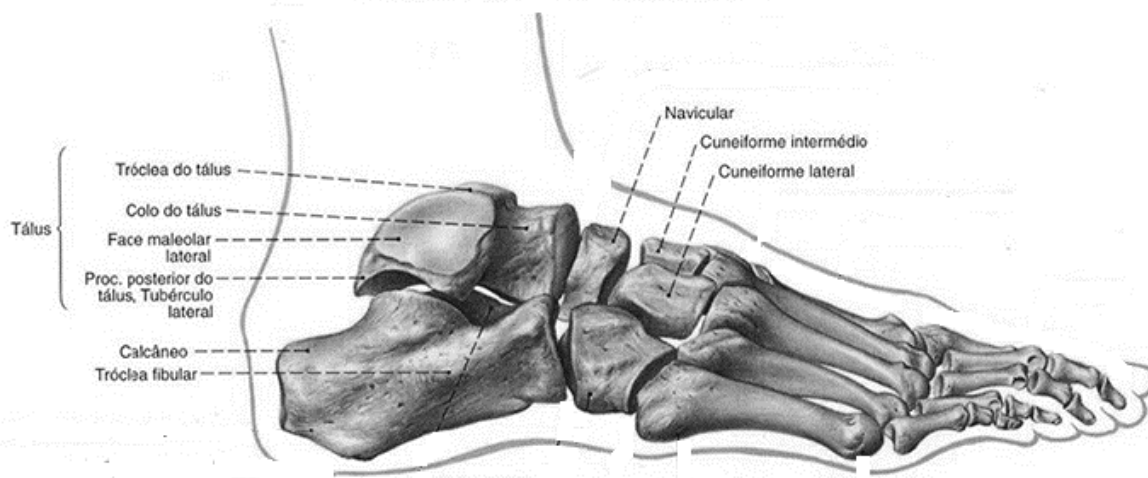


Figura 9 - Sistema esquelético constituinte do tornozelo

Fonte: <http://anatomiaonline.com/wp-content/uploads/2015/09/3.6-Inferior15.jpg> (visitado em 21/11/2016)

1.5. Articulações do Tornozelo

Tal como se pode ver na figura 10, o Complexo Articular do Tornozelo é composto por três articulações, sendo elas, a articulação subtalar que se situa entre o calcâneo e o talus, a articulação tibiofibular que se caracteriza por ser sindesmose, ou seja, é composta por um tecido fibroso e ligamentos que admitem pouca mobilidade, esta encontra-se entre a tíbia e a fíbula, e por fim a articulação tibiotársica, formada pela tíbia, fíbula e talus, estes três componentes interagem entre si de forma a proporcionar o movimento coordenado da parte anterior do pé (Moore et al. 2011; Hertel, 2012).

Apesar do movimento do tornozelo ser definido através dos planos sagital, frontal e transversal, o movimento não ocorre de forma isolada nos planos estabelecidos, sendo que usufruindo do movimento coordenado das três articulações permite a que a parte anterior do pé se mova em torno de um dado eixo de rotação oblíquo da parte interior do pé, isto ocorre devido a que as articulações subtalar e principalmente a tibiotársica admitem ângulos oblíquos de rotação (Dawe e Davis, 2011).

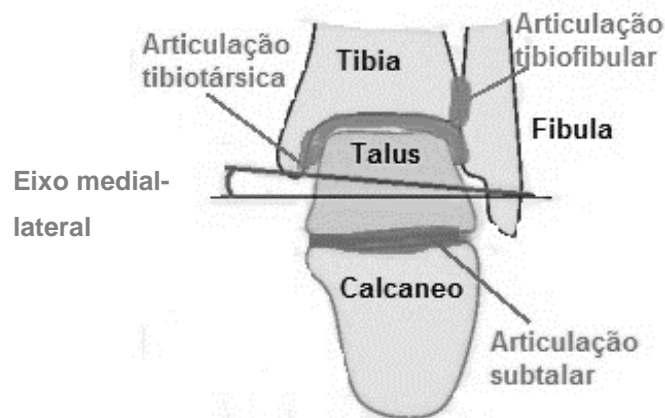


Figura 10 - Esquema representativo do Complexo Articular do Tornozelo.

O trabalho desenvolvido por esta articulação estabelece essencialmente uma função de estabilidade, isto pode ser observado quando o membro é solicitado em situações de rotação ou paragem em que as forças geradas são absorvidas pelo membro. Alguns dos fatores que contribuem para que esta estabilidade, atribui-se à congruência das superfícies articulares quando as articulações estão sob esforços, a presença de restrições ligamentares estáticas que permitem a estabilização dinâmica das articulações. Contudo, esta simbiose gerada entre as três articulações pode ser quebrada quando algumas das estruturas envolvidas sofrerem algum tipo de dano, fazendo com que toda a estrutura seja afetada podendo gerar instabilidade na articulação (Dawe e Davis, 2011; Hertel, 2012).

As articulações presentes no tornozelo denominam-se por articulações sinoviais, estas caracterizam-se por serem o tipo de articulação mais comum no corpo humano bem como a que proporciona um maior movimento das articulações.

1.5.1. Articulação Tibiotársica

A articulação da qual será alvo para este estudo, situa-se entre a parte distal da tibia e a parte superior do talus, formando mais propriamente entre a face superior do talus, o maléolo medial e o maléolo lateral.

A sua forma de dobradiça permite que maior parte da movimentação do tornozelo seja proporcionada por esta articulação, onde a superfície convexa do talus vai articular com a superfície côncava da tibia distal (Dawe e Davis, 2011; Hertel, 2012).

Considerando o movimento isolado desta articulação, esta permite o movimento de flexão e extensão, em que o seu eixo de rotação atravessa o maléolo medial e lateral e encontra-se

ligeiramente anterior considerando o plano frontal que passa através da tíbia, mas ligeiramente posterior através da fíbula (Lundberg, 1989; Hertel, 2012). Tal como se pode verificar na figura 11, o eixo de rotação da articulação possui um desvio do eixo medial-lateral de cerca de 10 graus segundo o plano frontal e cerca de 6 graus segundo o plano transversal. Isto faz com que durante a flexão seja criado um leve movimento de abdução e eversão, na extensão, ocorre uma ligeira adução e inversão. Considerando esse eixo de rotação da articulação, este permite uma amplitude de movimento entre 10 graus e 20 graus em flexão e 35 graus a 50 graus em extensão. A flexão completa fornece apenas 11 graus de rotação interna da tíbia, por outro lado, durante propulsão no ciclo de marcha a tíbia tem uma rotação interna de cerca de 19 graus (Dawe e Davis, 2011).

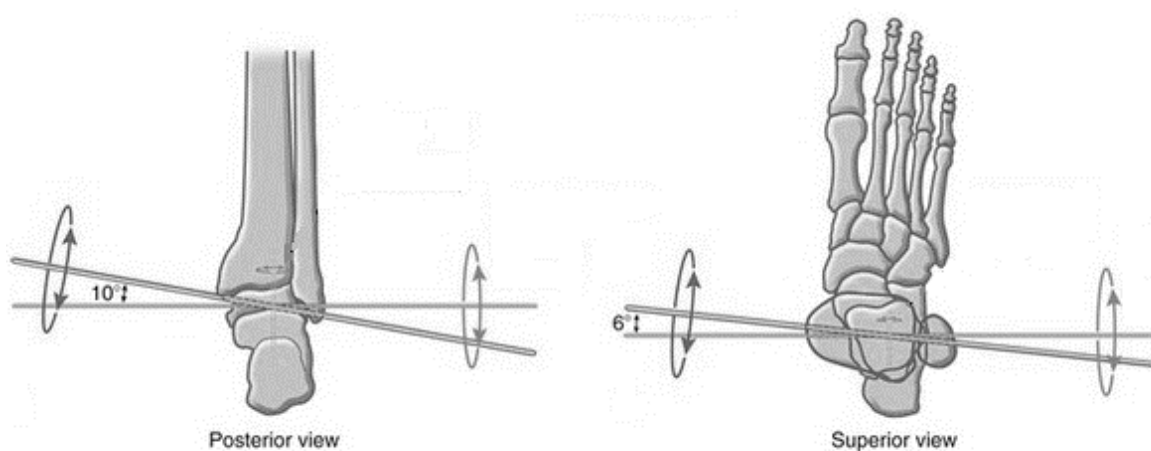


Figura 11 - Eixo de rotação da articulação Tibiotársica.

Fonte: <http://pt.slideshare.net/saurabsharma/1-ankle-joint-biomechanics-2015-saurab> (visitado em 29/10/2016)

Uma vez que esta articulação em particular absorve todo o peso do corpo, a mais importante no complexo articular da parte posterior do pé. O seu comportamento permite, que durante o ciclo de marcha este se adapte às superfícies irregulares proporcionando assim a aliança entre a plasticidade do pé a potência dos ossos da perna.

1.5.2. Cartilagem Articular

As suas superfícies ósseas estão cobertas por cartilagem articular, também conhecida como cartilagem hialina, em que as suas propriedades assentam num tecido que se denota pela sua resistência e elasticidade, estas características são obtidas a partir de uma textura compacta e esbranquiçada que poderá ter uma espessura de 1 a 5mm (Soderberg, 1986; Rodriguez, 2013). A cartilagem articular (figura 12) admite como principais funcionalidades o deslizamento de ambas superfícies para que estas articulem entre si com o menor atrito e suavidade possível, bem como, proporcionar algum suporte para a distribuição uniforme das tensões articulares presentes, fazendo

com que o desgaste entre os ossos articulados seja mínimo. Entre as superfícies existe uma cavidade articular preenchida com fluido sinovial (figura 12) que lubrifica toda a articulação, esta cápsula articular, é de natureza fibrosa e está revestida por uma membrana sinovial.

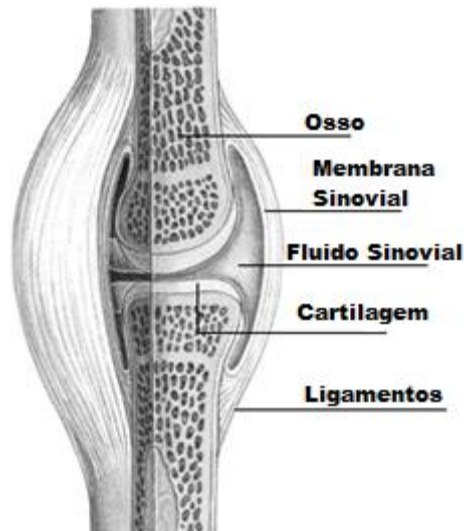


Figura 12 - Representação dos constituintes da articulação.

Fonte: <http://gouldchiropractic.com/joint-pain-prevention/> (Visitado em 29/10/2016)

A capacidade de movimentação atribuída às articulações assenta essencialmente na forma como as superfícies fazem o contacto entre si, de quais os meios que permitem esse movimento e de que forma os limitam (Leondes, 2009). Considerando estes fatores, as articulações caracterizam-se pela sua capacidade de movimento, sendo que estas podem admitir diferentes números de eixos de rotação e graus de liberdade. Desta forma é possível afirmar que o tornozelo caracteriza-se como sendo uma articulação do tipo dobradiça, isto porque, admite apenas um eixo de rotação (uniaxial) de um componente convexo que articula em uma superfície côncava.

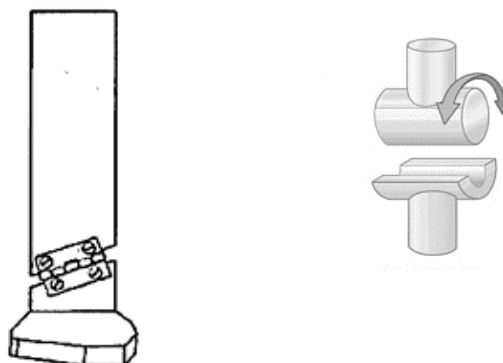


Figura 13 - Representação do eixo de rotação do tornozelo.

Fonte: <https://radiopaedia.org/articles/hinge-joint> (Visitado em 22/11/2016)

1.5.3. Superfície Articular

A articulação encontra-se na extremidade distal da tibia e da fíbula bem como na parte superior do talus. A superfície articular do tornozelo localiza-se na parte distal da tibia e da fíbula, em que ambas formam o encaixe superior da articulação (*“deep socket”*) que se coloca entre os maléolos lateral e medial, o encaixe inferior é feito a partir da face superior do talus (tróclea do talus) que se encontra revestida por fibrocartilagem articular, tal como se verifica na figura 14.

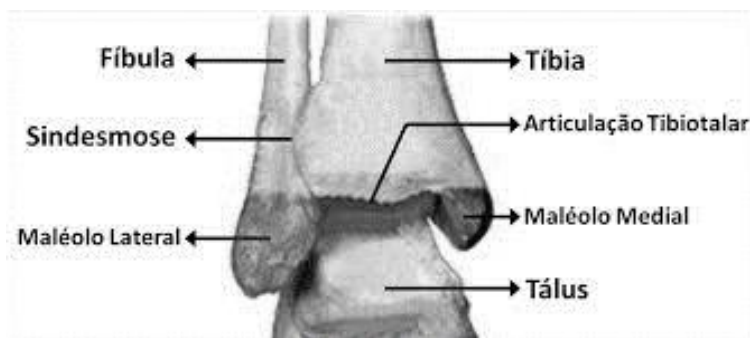


Figura 14 - Esquematização da superfície articular do tornozelo.

Fonte: http://conscienciaporcoral.blogspot.pt/2013_11_01_archive.html (Visitado em 29/10/2016)

A parte superior do talus torna-se mais estreita na parte posterior da mesma, fazendo com que exista uma maior instabilidade da articulação quando se encontra em extensão, uma vez que esta dispõe de maior liberdade dentro da cavidade. Por outro lado, aquando da flexão os maléolos têm a função de apertar o talus prendendo-o entre eles. No entanto, devido a amplitude da tróclea na zona anterior, este movimento faz com que exista uma ligeira separação da fíbula da tibia, ainda que de forma muito limitada pela sindeose que se trata de uma articulação fibrosa (Moore et al. 2011).

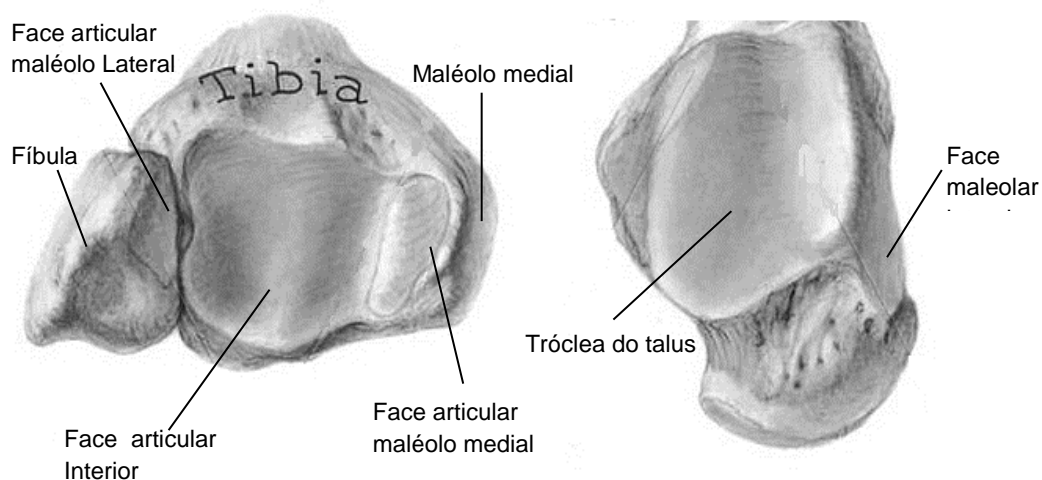


Figura 15 - Superfície articular do interface Tibia-Talus Adaptado de:

<http://www.fotosearch.com.br/LIF137/ga333029/> (Visitado em 23/11/2016)

1.6. Ligamentos

Os ligamentos desempenham uma função fundamental para toda a articulação tibiotalar, uma vez que, estes são responsáveis por fornecer estabilidade e permitir o movimento nas articulações até a uma determinada amplitude (Rodríguez, 2013). A estabilidade é garantida através de esforços desenvolvidos pelos ligamentos que são na direção oposta do movimento. Esta particularidade faz com que os ligamentos corram um risco de lesão, já que, devido ao esforço excessivo o seu limite de elasticidade poderá ser ultrapassado.

Tal como é possível de observar através da figura 16, os ligamentos presentes na parte lateral da articulação talocrural estão separados em 3 ligamentos diferentes, sendo eles, o ligamento talofibular anterior, o ligamento talofibular posterior e ainda o ligamento calcaneofibular, para a zona medial está presente o ligamento deltoide (Burks e Morgan, 1994).

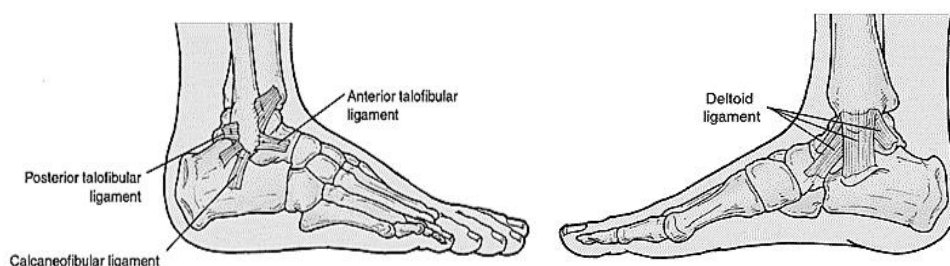


Figura 16 - Representação dos ligamentos laterais (esquerda) dos ligamentos deltoides (direita).

Fonte: <http://fuckyeahphysiotherapy.tumblr.com/post/17258224948/ankle-sprain-an-ankle-sprain-is-an-injury-that> (visitado em 29/10/2016)

A configuração e o alinhamento das estruturas ligamentares do tornozelo permitem que exista um movimento livre das articulações do tornozelo e subtalar (Coughlin et al, 2014). Isto acontece devido à configuração cônica admitida pela tróclea do tálus que a partir do conjunto de ligamentos que forma o ligamento deltoide é possível promover a estabilidade adequada e necessária para a componente medial do tornozelo bem como limitar os movimentos de extensão, flexão, eversão e abdução do pé.

O ligamento deltoide denota-se pelo facto de possuir cordões ligamentares largos, espessos e triangulares que são originários do maléolo medial e que se estendem até ao tálus, ao calcâneo e ao osso navicular (Coughlin et al, 2014; Campbell et al, 2014). Uma das descrições mais utilizadas para o ligamento deltoide foi originalmente proposta por Milner e Soames, 1998, em que segundo estes, fazem sempre parte da sua estrutura os ligamentos tibiotalar posterior, o tibionavicular e o ligamento calcaneonavicular, uma vez que a presença de outros três ligamentos pode variar, sendo eles o ligamento anterior tibiotalar, o tibiocalcaneal e o ligamento profundo tibiotalar posterior (figura 18) (Milner e Soames, 1998; Campbell et al, 2014).

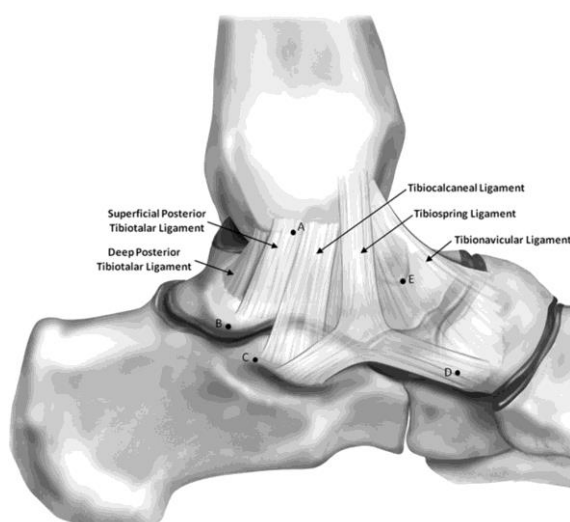


Figura 17 - Representação do ligamento deltóide. *Campbell et al, 2014*

Já na face lateral da articulação tibiotársica, tal como já referido anteriormente, os ligamentos presentes nesta zona são os ligamentos talofibular anterior, o talofibular posterior e ainda o ligamento calcaneofibular. Aqui existe uma maior área a ser coberta por estruturas ligamentares.

Os ligamentos talofibulares anteriores e posteriores trabalhando em conjunto com o calcaneofibular são responsáveis pela estabilização lateral do pé (*Hertel, 2002*). No que concerne ao ligamento calcaneofibular, este é paralelo ao eixo da junta subtalar, segundo o plano sagital. À medida que a articulação está na posição de flexão ou extensão, a relação entre o ligamento calcaneofibular e a articulação subtalar não muda. O ligamento calcaneofibular é responsável por promover estabilidade durante a flexão e é o único ligamento que faz a ponte entre a articulação talocrural (ou tibiotársica) e a subtalar. Através da forma como este ligamento e o seu eixo de rotação estão dispostos, tornam-se possíveis, movimentos de flexão e extensão na articulação tibiotársica bem como permite que o movimento simultâneo das articulações talocrural e subtalar ocorra (*Hertel, 2002; Coughlin, 2014*). O talofibular anterior está agregado ao maléolo lateral e ao talus, este desempenha um papel importante de modo a limitar o deslocamento anterior do talus e extensão do tornozelo, ou seja, quando o tornozelo está em flexão completa do ligamento calcaneofibular, é este quem fornece a maior parte da estabilidade e, em situações de extensão completa o ligamento talofibular anterior proporcionando essa estabilidade. O ligamento posterior talofibular situa-se na superfície medial do maléolo lateral, percorrendo horizontalmente até ao talus. Em extensão e na posição neutra, o ligamento está relaxado, enquanto na flexão, o ligamento está sobre uma determinada tensão. O ligamento tem como função evitar o deslocamento posterior do talus e limitar a inversão.

1.7. Músculos

O conjunto dos músculos da perna apresenta um arranjo que individualmente ou coletivamente estes consigam produzir consoante a solicitação, um movimento muito pequeno ou um movimento muito amplo e potente. Por norma os músculos não agem individualmente, mas sim em grupo e uma variedade muito grande de funções (Moore, 2011).

Os membros inferiores estão especializados de forma a sustentar o peso do corpo, a locomoção e manter o equilíbrio. Estes são conectados ao tronco pela cintura pélvica, um anel ósseo composto pelos ossos do quadril ligados pelo sacro e a sínfise púbica.

O membro inferior tem seis regiões principais:

- Região glútea que trata de uma zona de transição entre o tronco e membros inferiores. Esta inclui as nádegas, a região do quadril e a articulação da anca;

- Região femoral também referida como a coxa contém o fémur que liga as articulações da anca e do joelho;

- Região do joelho contém o fémur distal, tibia e fíbula proximal, e a patela (rótula do joelho), bem como as juntas entre essas estruturas ósseas. A cavidade posterior ao joelho é chamada de fossa poplíteia;

- Região da perna conecta o joelho e o tornozelo e contém a tibia e a fíbula;

- Região do tornozelo onde se inclui a parte distal da tibia e da fíbula, bem como a parte proximal do talus, esta será a zona abordada neste estudo;

- Região do pé sendo esta a parte distal do membro inferior, contém o tarso, metatarso e falanges (ossos do dedo do pé). A superfície superior é o dorso do pé, e a superfície inferior, que contacta com o chão, é a sola ou região plantar.

O peso corporal é transferido da coluna vertebral através das articulações sacroilíacas para a cintura pélvica e da cintura pélvica através das articulações da anca para o fémur e em seguida através do fémur para a articulação do joelho. Posteriormente o peso é transferido da articulação do joelho para a tibia. A fíbula como não articula com o fémur não suporta qualquer peso (Netter, 2000).

No tornozelo o peso é transferido para o talus que forma um arco longitudinal em conjunto com os ossos do tarso e do metatarso, que distribuem uniformemente o peso entre o calcanhar e o ante pé.

O sistema muscular caracteriza-se por serem estruturas individualizadas que cruzam uma ou mais articulações e, pela sua contração, são capazes de transmitir-lhes movimento. Este é efetuado por células especializadas denominadas fibras musculares, ou miofibrilas, cuja energia latente é ou pode ser controlada pelo sistema nervoso. Os músculos são capazes de transformar energia química em energia mecânica (Hamill, 1999).

O músculo vivo é de cor vermelha. Essa coloração denota a existência de pigmentos e de grande quantidade de sangue nas fibras musculares.

Os músculos representam 40-50% do peso corporal total. Estes têm a função de produção dos movimentos corporais, estabilização das posições corporais, a regulação do volume dos órgãos, movimento de substâncias dentro do corpo e a produção de calor. Podem ser classificados quanto à sua forma, sendo denominados de músculos longos, curtos e largos (Zwipp e Randt, 1994).

Assim sendo, um variado conjunto de músculos são responsáveis por promover o movimento do pé e tornozelo. Os músculos que geram o movimento do tornozelo são na sua generalidade provenientes das partes superiores, podendo ainda ser divididos em 3 zonas, sendo elas a posterior, anterior e Lateral.

A zona posterior caracterizam-se por promover movimentos de extensão a partir dos músculos existentes nessa zona da perna em que as fibras musculares convergem para o tendão de Aquiles. Já na zona anterior, existem 3 músculos que são responsáveis por geram movimentos de flexão e inversão no pé. Na zona lateral, encontram-se 2 músculos que têm como função principal controlar os movimentos de eversão no pé ajudando a impedir a excessiva inversão do pé. Todos estes músculos podem ser observados em pormenor na figura 18.

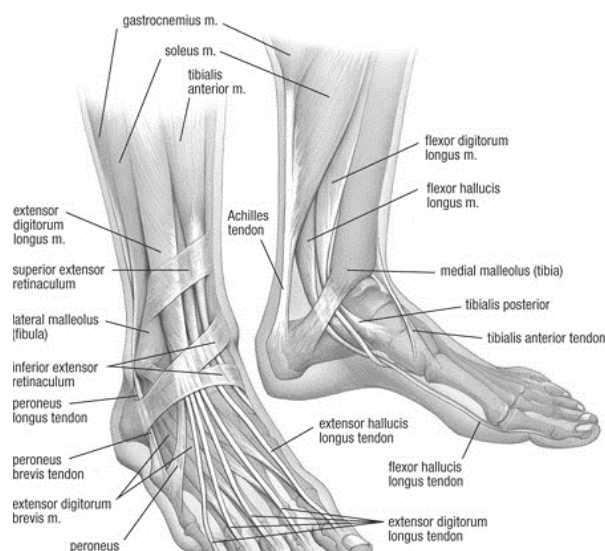


Figura 18 - Músculos e Tendões que atuam na zona do tornozelo
Fonte: http://marlipalugan.blogspot.pt/2011_03_13_archive.html (visitado em:23/11/2016)

CAPÍTULO 2

Patologias e Procedimentos cirúrgicos

Ao longo dos anos tem-se verificado um aumento gradual na necessidade de substituição da articulação e a aplicação de implantes nas articulações. Isto resulta numa constante investigação que leve a melhores resultados e aumento da qualidade de vida dos pacientes. A articulação társica não é exceção sendo um dos casos mais complexos de resolver, é aquela que apresenta menor taxa de sucesso comparativamente com outros processos de Artroplastia (*Arthroplasty, Ankle, 2013*).

2.1. Principais Patologias Associadas à Artroplastia

Os pés são o contacto direto e obrigatório com o mundo que nos rodeia, permitindo uma posição que nos distingue de outros seres vivos, como a marcha em posição ortostática. Desta forma, é de toda a importância manter essa mobilidade, apesar que ao longo do tempo o corpo pode ou não desenvolver patologias que prejudicam o movimento.

As patologias que levam a uma mobilidade limitada e também à dor na mesma, são normalmente doenças de carácter degenerativo que atuam na cartilagem da articulação. Existem mais de uma centena de diferentes doenças reumáticas cada qual com vários subtipos onde se incluem as doenças inflamatórias do sistema musculoesquelético, do tecido conjuntivo e dos vasos, as doenças degenerativas das articulações periféricas e da coluna vertebral e as doenças metabólicas ósseas e articulares (*Hamblen, 1985*). Este tipo de doenças, em casos graves, pode levar à necessidade de utilizar uma prótese ou até mesmo de remover, por completo, a articulação. Alguns dos exemplos mais comuns deste tipo de doenças são os casos da Artrite Reumatoide, também conhecida como Artrite Degenerativa, a Artrite Pós-traumática e casos de Osteoartrose, sendo esta última a patologia mais comum, tal como se pode verificar através da Tabela 1 referindo que, 92.7% dos casos de Artroplastia ocorreram devido a caso extremos de osteoartrose (*Arthroplasty, Ankle, 2013*).

Tabela 1 - Registo de causas de Artroplastia até 2013 na Austrália.
(Arthroplasty, Ankle, 2013)

Primary Diagnosis	Number	Percent
Osteoarthritis	1250	92.7
Rheumatoid Arthritis	76	5.6
Other Inflammatory Arthritis	7	0.5
Instability	6	0.4
Fracture/Dislocation	3	0.2
Osteonecrosis	3	0.2
Other	4	0.3
TOTAL	1349	100.0

A Osteoartrose trata-se de uma doença de natureza degenerativa que envolve toda a articulação, fazendo com que cartilagem se desgaste, ficando assim o osso mais denso, formando os osteófitos. Este tipo de patologia origina dor e aumento do volume da articulação. Existem dois tipos básicos de osteoartrose: a artrose primária e a artrose secundária (*Dubin et al. 2011; Barg et al. 2013; Coughlin et al. 2014*). A Artrose Primária é uma forma de artrite que ocorre com o envelhecimento natural, ou seja, trata-se de um desgaste natural da articulação que ocorre com o envelhecimento natural do indivíduo. Para este tipo de situações a cartilagem admite uma cor amarela e opaca, com áreas irregulares e amolecidas na superfície articular. Com a evolução do processo degenerativo, as áreas amolecidas tornam-se quebradiças e gastas, expondo assim, o osso subcondral, e dando início a um processo de remodelação e aumentando a sua densidade. Já a Artrose Secundária desenvolve-se na ocorrência de um trauma articular, ou seja, faz parte deste grupo indivíduos com um nível de obesidade muito alta, ou pessoas que em algum determinado momento na sua vida tenham sofrido algum tipo de traumatismo articular (entorses, fraturas, luxações), os que sofreram algumas alterações hormonais específicas, ou até executantes de desportos de desaceleração (saltos), etc. (*Dubin et al. 2011; Barg et al. 2013; Brooks et al., 2014*).

A segunda causa é a artrite reumatoide é uma doença autoimune que ocorre quando o sistema imunológico ataca os tecidos do seu próprio corpo. Além de causar problemas de articulações, a artrite reumatoide, por vezes, pode afetar outros órgãos do corpo – tais como pele, olhos, pulmões e vasos sanguíneos.

A entorse dos ligamentos do tornozelo é uma lesão muito comum, principalmente no panorama desportivo. Em Portugal, pelo menos 30% dos atletas apresentam pelo menos um traumatismo por inversão do tornozelo durante a carreira (*Massada et al, 2003*). Este tipo de lesão pode fazer com que o estado de saúde seja gravemente comprometido, fazendo com que sofram de instabilidade de forma recorrente podendo em alguns caso levar mesmo á fratura. O ligamento mais comum de

sofrer entorse é o ligamento peróneo-astragalino (talofibular) anterior seguido pelo ligamento calcaneofibular em que os fatores mais vezes apontados para este acontecimento sejam, alterações na própria septicidade e força dos músculos eversores do tornozelo e o índice de massa corporal elevada (*Massada et al, 2010*).

As entorses dos ligamentos estão normalmente associadas a traumatismos em inversão excessiva, com supinação, rotação interna e extensão de todo o complexo articular. Quando isto acontece, todo o peso do corpo está posicionado sobre o ligamento talofibular anterior. Sendo que, não existe um tratamento convencional para este tipo de lesão, passando pela mobilização das articulações, proteção, descanso, aplicação de gelo na zona lesionada, compressão e elevação do membro (*Brooks et al., 2014*). Outra solução passa por um tratamento cirúrgico.

A luxação é caracterizada pelo deslocamento dos segmentos ósseos que se encontram articulados. Este tipo de lesão tende a ocorrer quando as forças produzidas que resultam de um traumatismo fazem com que os segmentos ósseos que estão sobre esse esforço se desarticulem.

Outra causa para a substituição da articulação é a osteonecrose, que se caracteriza pela morte do tecido ósseo, isto acontece devido à falta de irrigação sanguínea nessa zona, levando a que, as células ósseas morram, fragilizando assim o osso, podendo levar a sua fissuração ou mesmo fratura. Este tipo de doença ocorre principalmente no talus devido à fraca irrigação sanguínea nessa zona.

2.2. Soluções e abordagem cirúrgicas na recuperação da articulação do Tornozelo

O estágio final de Osteoartrose do Tornozelo trata-se de um exemplo de lesão/doença passível de ocorrer no tornozelo que leva a uma condição debilitante que resulta em limitações funcionais e uma má qualidade de vida, uma vez que o tornozelo é a articulação que permite a transferência de carga entre a perna e o pé (*Bonnin et al., 2006; Schuh et al, 2012*).

Atualmente existem duas formas de tratamento para estes casos de doenças e/ou lesões graves, sendo que ambas passam por um procedimento cirúrgico, são elas a Artroplastia do Tornozelo e ainda a Artrodese. Ao longo de este estudo será dada uma maior ênfase à Artroplastia uma vez que é o procedimento cirúrgico para a implementação da prótese que estará sobre estudo.

A Artrodese tem por objetivo o alívio da dor causada pela degeneração óssea, sendo que para tal, é necessário passar por um procedimento cirúrgico que leva à fusão de toda a articulação (*Fuchs et al., 2003; Coughlin et al., 2014*).

A prótese total do tornozelo é um dispositivo utilizado na Artroplastia Total do Tornozelo em que este procedimento tem por objetivo a substituição do osso e cartilagem do indivíduo por uma articulação artificial. A prótese pode ser colocada com fixação por cimento ósseo ou ainda “press-fit” ou seja, sobre pressão. Este tipo de tratamento é aplicado apenas quando todas as outras soluções falharam para aliviar a dor e limitações de movimentos (por exemplo: fármacos, fisioterapia, sapatos especiais ou outros) (*Fuchs et al., 2003*).

As primeiras abordagens à Artroplastia do tornozelo foram bastante decepcionantes, não se tendo conseguido obter resultados satisfatórios comparativamente à opção da Artrodese do Tornozelo. A obtenção de uma fixação duradora era uma das principais preocupações nos designs desenvolvidos entre 1970 e 1980, mas este método acabaria por cair em descrença. Sendo na verdade, questionado se seria realmente possível fazer a substituição da articulação do tornozelo (*Kofoed 2006; Vickerstaff et al., 2007; Coughlin et al., 2014*). No entanto, desde 1990, o interesse na Artroplastia Total do Tornozelo voltou a aparecer, com designs melhorados, com novos tipos de abordagens para a sua fixação, e todo um conjunto de cirurgias com expectativas de desenvolver este tipo de intervenção. Ainda é cedo para se poder afirmar que este novo tipo de abordagem será o melhor para solucionar o problema, no entanto, os resultados de melhoria em relação aos anos 70s falam por si (*Coughlin et al., 2014*). Entre os diferentes tipos de abordagens e conceitos desenvolvidos, existem dois tipos de designs que têm vindo a ter mais destaque, sendo eles os implantes de rolamento fixo, que se tratam de implantes constituídos de 2 componentes (Tibial e talar) e ainda as próteses de rolamento móvel, que se caracterizam por possuir 3 componentes, em que entre o componente tibial e o talar (normalmente constituídos de metal) existe um terceiro componente em polietileno que se articula livremente entre os dois. (*Gaudot et al., 2014*) Na atualidade, a melhor solução continua ainda a ser alvo de estudos e debates. Os rolamentos fixos são altamente reticulados fazendo com que sejam menos propensos a partir ou sofrer de subluxação. Os rolamentos móveis oferecem a oportunidade de obter uma maior congruência e, portanto, em teoria têm menor desgaste (*Wood e Deakin, 2003; Affatato et al., 2007; Vickerstaff et al., 2007*).

Na maioria dos implantes aplicados, é utilizada a opção dos rolamentos móveis como prótese de eleição, em que admitem ainda uma abordagem anterior. Estes têm designs prostéticos variando a sua área de contacto, contornos da superfície da articulação, tipos de fixação e materiais (*Wood e Deakin, 2003*).

Um argumento que também ajuda a justificar este maior sucesso na Artroplastia do Tornozelo é ter-se também desenvolvido outros tipos de variáveis que influenciam no sucesso deste tipo de cirurgia, sendo eles, a melhoria da instrumentalização de colocação da prótese, um melhor manuseamento dos tecidos moles e ainda um melhoramento do pós-operatório, resultando na satisfação por parte do paciente e aumentando a sobrevivência das próteses, fazendo com que,

esta intervenção cirúrgica se vá tornando uma solução mais interessante comparativamente com a Artrodese do Tornozelo para uma primeira intervenção na articulação. Apesar disso, a Artrodese continua a ser a solução mais utilizada, principalmente para os casos mais graves de osteoartrose (Bonnin *et al.*, 2006; Wood e Deakin, 2003; Coughlin *et al.*, 2014).

Os estudos desenvolvidos até agora no âmbito da Artrodese revelam que, a longo prazo os resultados obtidos são significativos, embora bastante limitativos a nível de amplitude de movimentos, deformações em equino e em valgo do pé e também modificações na articulação subtalar. Estes tipos de problemas levam a que surjam algumas dificuldades no dia-a-dia do paciente desde subir escadas, levantar uma cadeira ou caminhar em superfícies. A necessidade de ajuda ambulatoria e a modificação de calçado causa ainda maior insatisfação no paciente (Fuchs *et al.*, 2003, Schuh *et al.*, 2012).

2.3. A Artroplastia do Tornozelo, evolução histórica

Foi em 1970 que foram dados os primeiros passos na artroplastia do tornozelo, os implantes mais utilizados foram próteses com fixação cimentada, refletindo a tendência da Artroplastia em geral. A fixação cimentada produziu maus resultados neste tipo de articulação, fazendo com que, este tipo de procedimento tenha sido abandonado. (Vickerstaff *et al.*, 2007). Desde então, diferentes estudos e tipos de abordagens foram desenvolvidos com vista a alcançar melhorias em relação às primeiras gerações de próteses. Num plano mais recente (a chamada segunda geração), novos modelos que melhor replicam o movimento e biomecânica do tornozelo, que produziram resultados mais encorajadores. Destes novos designs, destacam-se os implantes de rolamentos fixos e os de rolamentos móveis. (Gaudot *et al.*, 2014)

2.3.1. Primeira geração de Artroplastia total do tornozelo

A primeira Artroplastia do tornozelo foi elaborada em 1970 por Lord e Marrot (Lord and Marotte, 1973). Em que, a haste de uma prótese de anca foi invertida e colocada na tíbia, sendo ainda removido o talus e colocado no calcâneo uma componente acetabular cimentada. Este tipo de procedimento foi efetuado em 25 pacientes, em que apenas 7 deles revelaram uma satisfação pós-operatória positiva. Por outro lado, 12 das 25 Artroplastias falharam, fazendo com que os autores deste estudo não recomendassem o uso de este tipo de prótese, reconhecendo ainda a enorme complexidade a que este tipo de articulação está sujeita (Lord and Marotte, 1973; Bonnin *et al.*, 2006; Gill, 2004).

A *St. Georg–Buchholz Ankle Prosthesis* é uma prótese semi-constrangida e foi utilizada e desenvolvida na Suécia nos anos de 1973, mas após serem efetuadas 8 cirurgias, esta foi abandonada devido a uma taxa de falha extremamente alta (*Buchholz et al., 1973*). A *Imperial College of London Hospital Prosthesis (ICLH)* (figura 19) é uma prótese de 2 componentes móveis e constrangida com um componente tibial totalmente em polietileno. A sua implementação era conseguida a partir do uso de cimento PMMA (Polymethyl methacrylate cement), e foram efetuadas 62 Artroplastias entre os anos de 1972 e 1981, em que num prazo médio de 5,5 anos, 41 destas cirurgias tiveram de ser revistas. Concluiu-se então que apenas 13 pacientes revelaram resultados satisfatórios uma vez que este tipo de implante revelava vários problemas a nível de cicatrização de feridas, fratura do talus, e perda asséptica dos componentes da prótese (*Bonnin et al., 2006; Vickerstaff et al., 2007; Coughlin et al., 2014*).



Figura 19 - A Imperial College of London Hospital Prosthesis (Coughlin et al. 2014).

Na primeira geração de próteses, estas estavam habitualmente divididas em duas partes em que, uma delas consistia em uma superfície côncava e era constituída de polietileno e a outra parte era convexa e era composta por uma liga de crómio-cobalto. Usualmente, neste tipo de dispositivos, a parte de polietileno era colocada na tíbia enquanto a parte de metal era fixa no talus, utilizando sempre o cimento para a fixação (*Bonnin et al., 2006*).

Posteriormente a *Irvine Total Ankle Replacement* (figura 20) foi uma das primeiras próteses que se tomou em consideração a anatomia do talus, uma vez que, para o seu desenvolvimento, foram estudados 32 talus diferentes para que fosse possível estabelecer uma morfologia (*Waugh et al., 1976*). Em 1975, foram realizadas 25 cirurgias em que os pacientes revelaram uma melhoria significativa quanto ao movimento dessa articulação e alívio da dor. Por outro lado, em apenas 9 meses após a intervenção foi necessária a revisão em 2 pacientes. A análise de falhas mostrou que

a o uso de próteses não constrangidas em conjunto com uma geometria de superfície leva a um aumento da rotação entre os dois componentes, resultando em uma sobrecarga dos tecidos moles circundantes e ligamentos (Waugh *et al.*, 1976; Coughlin *et al.*, 2014).

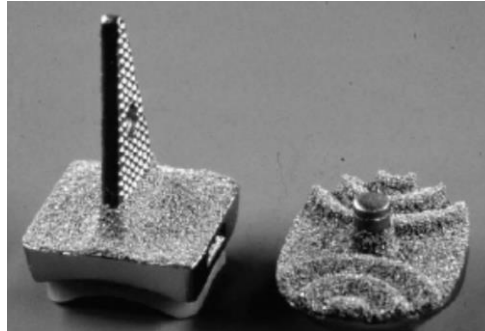


Figura 20 - Irvine Total Ankle Replacement (Coughlin *et al.* 2014).

Richard Smith Total Ankle Replacement (figura 21) trata-se de uma prótese não constrangida e foi introduzida no ano de 1975. Este implante caracterizava-se pelo seu design “ball-and-socket” em que a componente tibial (“socket”) era feito em metal, e a componente talar (“ball”) era feita em polietileno, e ambos eram fixos ao osso com a ajuda de cimento ósseo. No estudo realizado a 21 pacientes revelou que no curto prazo de 27 meses 5 tornozelos mostraram falhas (Vickerstaff *et al.*, 2007; Coughlin *et al.*, 2014).



Figura 21 - Richard Smith Total Ankle Replacement (Coughlin *et al.* 2014).

Em 1970, Elmo Newton afirmou que a fundição do tornozelo poderia produzir um nível de stress adicional no joelho e nas articulações, acelerando assim o avanço da pré-existente alteração degenerativa, desenvolvendo portanto, uma prótese que tentaria dar resposta a este problema. Esta é uma prótese cimentada que possui uma característica incongruente e não constrangida, ou seja, os componentes tibial e talar são assimétricos, possuindo curvaturas diferentes (figura 22) e

articulam entre si livremente, usando polietileno de alta densidade e um componente talar em Vitallium, esta revelou também uma grande taxa de falha uma vez que cerca de 75% das próteses colocadas revelaram perda asséptica e elevado desgaste do componente de polietileno (Newton, 2004; Vickerstaff et al., 2007).

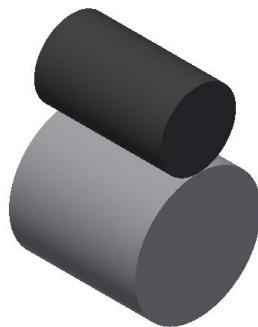


Figura 22 - Superfícies incongruentes

2.3.2. Resultados da Primeira Geração de Artroplastia do Tornozelo

Maior Parte das próteses utilizadas e desenvolvidas entre os anos 70 e 80 eram de 2 componentes móveis e utilizavam cimento como meio de fixação ao osso. Isto acontecia devido ao facto de em 1970 o uso de fixação não cimentada era algo pouco utilizado e por outro lado o cimento era algo que já tinha resultados comprovados a nível de estabilidade em outros tipos de problemas como no caso do joelho ou anca. Ainda assim, o uso deste tipo de fixação no tornozelo revelou-se pouco aceitável uma vez que as taxas de insucesso, devido a problemas gerados pelo uso de cimento tanto no componente tibial como no componente talar, eram bastante altos, criando osteólise e consequente fratura ou falha mecânica. O uso do cimento tem a ele associado o grave problema de ser necessária uma grande remoção de osso para que seja possível coloca-lo na articulação. Este tipo de remoção óssea é extremamente prejudicial para a articulação e para a rentabilidade da mesma, uma vez que este desbaste faz com que o osso perca parte das suas capacidades estruturais e assim fique mais sujeito a fratura, pelo que, este poderá ser um dos principais problemas identificados a esta primeira geração de próteses de tornozelo. Outro problema existente nesta geração foram os instrumentos utilizados na cirurgia. Estes não se mostraram apropriados, deixando espaço para a existência de falhas no procedimento.

Por esta altura, existia também uma falta de congruência entre as duas componentes, uma vez que, esta tem a capacidade de fornecer maior estabilidade e resistência ao desgaste. Através da figura 23, é possível observar alguns dos modelos de congruência disponíveis nas substituições de tornozelo de primeira geração. Superfícies congruentes têm a vantagem de que, quando é aplicada uma carga que força as duas superfícies em conjunto, e devido à congruência a carga é distribuída

entre as superfícies de forma a aumentar a resistência ao desgaste (*Pappas et al., 1976; Bonnin et al., 2006; Vickerstaff et al., 2007; Coughlin et al., 2014*).

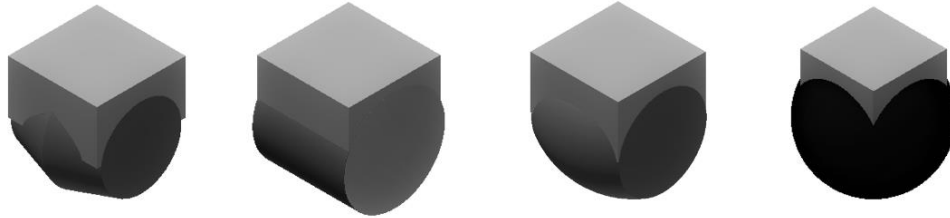


Figura 23 - Diferentes superfícies de congruência da primeira geração.

No entanto e em conclusão, esta primeira geração de próteses teve um contributo fundamental, considerando que através das suas falhas foi possível desenvolver uma nova geração de próteses fundamentadas dos erros e *feedback* obtido desta última.

2.3.3. Segunda Geração de Artroplastia do Tornozelo

O interesse pela Artroplastia Total do Tornozelo voltou a surgir com o uso de dispositivos de 3 componentes com uma fixação não cimentada, obtendo-se assim próteses mais congruentes e prostéticas que tendem a reproduzir a função fisiológica e cinemática do tornozelo, o que resulta em melhores resultados pós-operatório e grande satisfação do paciente. Esta nova geração de próteses revelou ter um conflito entre a congruência e o constrangimento a que as próteses estão sujeitas, e de maneira a tentar solucionar este problema foi criado um rolamento móvel, proporcionando assim a total congruência e conformidade na articulação, fazendo com que exista uma redução de constrangimento na interface de osso-implante (*Hintermann, 2005a*).

No caso do rolamento fixo, para que seja possível reduzir o constrangimento, este pode apenas ser parcialmente conforme, o que vai resultar no desgaste superior de polietileno devido ao aumento de pressão nessa zona. Este tipo de procedimento é utilizado em algumas próteses de 2 componentes da nova geração, como são exemplo a *Agility* e a *TNK* que utilizam uma baixa conformidade para ser possível reduzir o constrangimento (*Hintermann, 2005a; Gougoulas et al., 2009; Coughlin et al., 2014*).

O uso de próteses de 3 componentes móveis como são o caso da *S.T.A.R.*, *Hintegra* ou *Salto* (figura 24) tem como principal característica o uso de um rolamento móvel, que através dele, é possível teoricamente obter uma total conformidade e constrangimento mínimo, uma vez que estas

foram desenvolvidas para que a transferência de forças entre o osso e o implante seja mínimo e assim reduzir o desgaste do rolamento de polietileno (*Haider, 2008; Coughlin et al., 2014*).

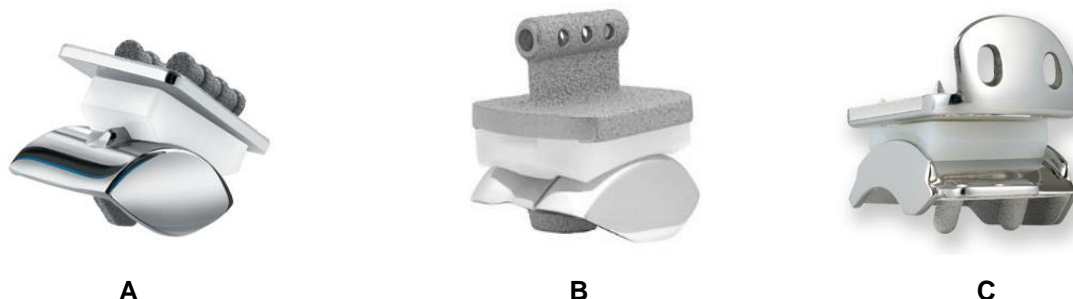


Figura 24 - Próteses Comerciais. A - S.T.A.R. B - Salto Talaris. C - Hintegra.

Fonte: http://www.totalsmallbone.com/us/products/foot_ankle/star.php4

<http://www.whichmedicaldevice.com/BY-MANUFACTURER/168/383/SALTO-TALARIS-TOTAL-ANKLE-PROSTHESIS/>

<http://www.smith-nephew.com/deutschland/fachgebiete/orthopadie/fusschirurgie/sprunggelenk/hintegra/>

(Visitado em 29/10/2016)

Uma característica importante na nova geração, é o facto de estas possuírem materiais mais evoluídos comparativamente com a geração anterior, uma vez que no caso da componente tibial e talar estas usam normalmente cromo-cobalto como material e são ainda revestidas a titânio e hidroxiapatite, esta última tem a característica de promover a osteointegração prótese-osso. Também é de salientar que no que compete ao componente meniscal, este utiliza um material de Polietileno de Ultra alto peso molecular (UHMWPE), que é mais resistente ao desgaste, e que, por conseguinte, leva a uma maior durabilidade do material. Outro dado importante é que, para a colocação do implante a ressecção óssea feita é muito inferior, fazendo com que o osso preserve as suas capacidades mecânicas (*Hintermann, 2005a; Gougoulis et al., 2009*).

2.3.4. A atual Artroplastia Total do Tornozelo

Apesar das falhas e dificuldades iniciais na Artroplastia Total do Tornozelo, as novas gerações da Artroplastia têm vindo a mostrar resultados bem mais satisfatórios comparativamente com a sua geração anterior, pressupondo um futuro bem mais promissor. As razões para tal acontecer incluem uma melhor compreensão da biomecânica do tornozelo e melhor recriação da articulação.

Neste presente tópico será desenvolvida uma retrospectiva global sobre o panorama atual das próteses do tornozelo e assim verificar as características principais das próteses que têm vindo a demonstrar um maior peso no mercado internacional.

- *Salto Talaris*



Figura 25 - Salto Talaris implantada

Fonte: <http://patient.info/forums/discuss/salto-talaris-implant-broken--452342>

Ano: 1998

Aprovação da FDA: 2006

Principais características: três componentes, Press-fit e semi-restrita. O objetivo da substituição total do tornozelo é restaurar a função e aliviar a dor. A *Salto Talaris Total Ankle Prosthesis* propõe-se a atingir esses mesmos objetivos. A *Salto Talaris* tem um design anatômico semi-restrito, que reproduz a cinemática da articulação do tornozelo. Esta Prótese consiste em três componentes de acoplamento: a componente tibial de metal em associação com um rolamento de polietileno para admitir conformidade, e um componente talar de metal.

Materiais: A base tibial e os componentes talarais são fabricados a partir de liga de Crômio-Cobalto e de acordo com a ISO 5832-4. O implante de polietileno é fabricado a partir de polietileno de peso molecular ultra-elevado (UHMWPE), de acordo com a norma ISO 5834-2. A superfície de contacto com o osso é revestida com a pulverização de plasma de titânio de acordo com ASTM F1 580 (Bonnin et al., 2011).

Desvantagens: Uma das preocupações que se detetam na *Salto* é o facto de existir a necessidade de efetuar uma ranhura no córtex anterior da tíbia para inserir o componente tibial, o que compromete a integridade proximal cortical do implante. Outra preocupação está relacionada com a componente tibial e a forma não anatômica que esta admite, bem como o tamanho em relação ao osso da tíbia, fazendo com que, quando a componente tibial está sujeita a um carregamento, é possível existir uma subsidência do osso esponjoso remanescente ou ainda causar lesão dos tendões. (podendo provocar stress-shielding). O crescimento ósseo excessivo, tanto anteriormente

quanto posteriormente na parte tibial poderá ser uma outra preocupação a ter em conta nesta prótese. Uma vez que, devido a esta componente ter um tamanho muito reduzido comparativamente ao osso da tíbia, poderá fazer com que exista um supercrescimento ósseo que pode limitar a amplitude de movimento da articulação (Hintermann, 2005a; (Bonnin et al., 2011).

- INBONE



Figura 26 – Inbone implantada

Fonte: http://medapparatus.com/Ortho/Joint_Arthroplasty_Ankle_Foot_Page1.html

Ano: 2005

Aprovação da FDA: 2005

Principais características: A *INBONE* consiste em uma prótese de dois componentes. Na parte tibial esta é composta por uma haste de comprimento regulável, este tipo de haste é a grande característica da *INBONE*, uma vez que para que exista uma boa fixação da parte tibial da prótese é necessária uma haste longa, mas nas próteses convencionais isto não é plausível já que para a entrada dessa haste seria necessário mover uma grande quantidade de osso, fragilizando a tíbia. É aí que a Wright destaca o seu produto, visto que sendo a haste um conjunto de componentes modular, este pode entrar por um orifício muito inferior, ou seja, primeiro é colocada a haste e só depois é que é introduzida a parte tibial da prótese. Para a parte talar, existem também 2 tamanhos de haste diferenciados em que o cirurgião poderá utilizar o comprimento mais adequado

dependendo de caso para caso. Possui ainda um rolamento entre a componente talar e tibial de polietileno (*WRIGHT Medical Technology, Inc., 2015*).

Materiais: Na parte tibial é composto por uma peça de titânio, e ainda polietileno de ultra-alta densidade (UHMWPE). No que concerne a parte talar esta é composta por uma base e uma haste de Crômio-Cobalto (*WRIGHT Medical Technology, Inc., 2015*).

Vantagens: Este modelo tem como principal vantagem a sua fixação. Graças às hastes reguláveis que tornam possível conjugar um grande comprimento de haste com um menor corte de osso. Outra grande vantagem do uso deste dispositivo é em casos de cirurgia de revisão, uma vez que a haste devido à sua característica modular, tem a capacidade de alcançar zonas que não estejam danificadas ou até mesmo em falta devido a problemas anteriores.

Nota: A *INBONE* tem um sistema computadorizado (PROPHECY) que funciona como pré-operatório, através da combinação de imagens de computador e da própria tomografia computadorizada (CTscan) do paciente, podendo então ser desenvolvido um plano personalizado para a sua própria anatomia, antes da sua cirurgia de substituição do tornozelo (*WRIGHT Medical Technology, Inc., 2015*).

- S.T.A.R.



Figura 27 - S.T.A.R. implantada

Fonte: http://www.ankleandfootnorthwest.com/images/WILKIE_JOHN_ANKLELAT_02212011_0001%20copy

Ano: 1990

Aprovada pela FDA: 2009

Principais características: Tal como grande parte da nova geração de próteses, a S.T.A.R. é uma prótese não cimentada. Esta é composta por três componentes e tem um constrangimento axial mínimo (*Hintermann, 2005a; Mann J.A. et al. 2011*).

Materiais: A parte tibial é constituída por uma liga de Cobalto-Cromo-Molibdênio revestido de uma pulverização de titânio. Rolamento móvel é constituído por Polietileno (UHMWPE) com ligas de aço inoxidável. Na componente talar, esta é constituída, tal como no constituinte tibial, por uma liga de Cobalto-Cromo-Molibdênio revestido de uma pulverização de titânio.

Desvantagens: O componente tibial é por vezes subdimensionado em relação ao osso da tibia fazendo com que exista uma carência de apoio por parte do osso podendo causar falência de esse mesmo osso. Este tipo de casos pode fazer com que o vetor força para o componente tibial se desloque, ficando assim a força colocada "fora do centro de massa". Outro problema existente neste modelo é devido ao facto da utilização de tamanhos maiores poderá ocorrer uma falha de contato tanto na parte tibial como na parte talar com o componente de polietileno, uma vez que este tem um tamanho standard não acompanhando o aumento de tamanho dos outros componentes (*Mann J.A. et al. 2011*).

- BOX

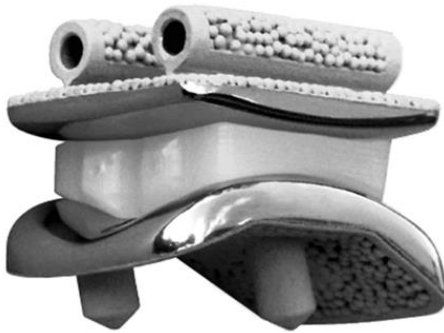


Figura 28 – BOX implantada

Fonte: <http://www.omicsonline.org/articles-images/2161-0533-2-135-g002b>

Ano: 2003

Aprovada pela FDA: --

Principais características: A *Box (Bologna Oxford)* faz parte da nova geração de próteses de três componentes utilizadas na Artroplastia Total do Tornozelo. A sua conceção inovadora é o resultado de uma pesquisa original sobre o movimento e a estabilidade de articulações do tornozelo saudáveis e uma compreensão pormenorizada do papel dos ligamentos em controlar e limitar o movimento. Utiliza três componentes com o propósito de ser compatível com o movimento isométrico, e para de melhor forma replicar o movimento natural do tornozelo, restaurando então teoricamente, a mobilidade natural e estabilidade (*Gianninni et al. 2013*).

Materiais: A parte Tibial bem como a parte talar são constituídas por uma liga de Crómio-Cobalto revestido de hidroxapatite. Rolamento móvel é constituído por Polietileno (UHMWPE) (*Lodhi et al., 2004; Bianchi et a., 2012*).

Vantagens: Ao longo de vários estudos a estabilidade dos componentes mostra-se bastante satisfatória apesar de alguns pacientes apresentarem alguns sinais de perda asséptica. Não sendo, portanto, o design dos componentes o principal fator responsável pela taxa de sobrevivência (*Bianchi et a., 2012*).

- Mobility



Figura 29 – Mobility implantada

Fonte: http://www.nuffieldcardiffandvale.com/client_files/default/total_ankle_replacement_3.png

Ano: 2003

Aprovada pela FDA: --

Principais características: Trata-se de uma prótese constituída de três componentes, contendo um rolamento de polietileno entre os componentes da tibial e talar (*Wood et al., 2010*). O seu componente tibial possui uma haste com um formato cónico e uma base larga para fixar a tibia. O componente de polietileno é totalmente congruente com os outros componentes. Já o componente talar possui hastes largas na sua parte inferior.

Materiais: Esta prótese consiste numa componente tibial e talar de Crómio-Cobalto e um rolamento móvel em Polietileno de ultra-alta densidade (UHMWPE) (*Wood et al., 2010*).

- Buechel-Pappas Total Ankle Replacement



Figura 30 - Buechel-Pappas implantada

Fonte: https://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=PMC2823195_OR1745-3674-80-440-g002&req=4

Ano: 1989

Aprovada pela FDA: --

Principais características: A *Buechel-Pappas total ankle replacement* trata-se de uma versão mais recente e melhorada da *New Jersey Low Contact Stress ankle prosthesis*. A prótese consiste em um dispositivo de três componentes utilizando assim, um apoio móvel. Esta divide-se, portanto, em componente tibial, rolamento meniscal e o componente talar. Utilizando uma superfície porosa para permitir uma melhor osteointegração. O dispositivo tem a capacidade de combinar mobilidade e total conformidade de forma a alcançar um baixo desgaste e stress (*Hintermann, 2005b*).

Materiais: O rolamento do menisco utiliza um polietileno de ultra-elevado peso molecular (UHMWPE) e admite uma superfície superior totalmente plana, ficando à face com a superfície inferior da componente tibial, que é constituída de titânio tal como a componente talar (*Thian et al. 2008*).

Vantagens: Este dispositivo, na componente de polietileno possui um sulco que ajuda a manter a prótese na posição correta. Para além disso esta cavidade acrescenta um melhor movimento de inversão e eversão do tornozelo.

CAPÍTULO 3

Registos Ortopédicos

3.1. Introdução

Os registos ortopédicos têm um papel fundamental a quando de aferir da performance da Artroplastia total do tornozelo, uma vez que, estes têm a capacidade de fornecer informações imparciais e objetivas quanto à sua taxa de sobrevivência e incidência. Assim, os registos são capazes de facultar diferentes tipos de informações que podem contribuir para diferentes temáticas, desde proporcionar um *feedback* em tempo útil para os cirurgiões e indústria, a monitorização de complicações, o estudo de novas técnicas cirúrgicas e de implantes bem como o registo de próteses com resultados referentes (*Roukis and Prissel., 2013*).

Na atualidade, e tal como foi possível verificar no capítulo anterior, a maioria dos projetos atualmente em uso em todo o mundo na Artroplastia total do tornozelo são de três componentes, com rolamento móvel, sendo que as únicas exceções que se podem encontrar ainda no mercado são: a prótese *ESKA*, usado em uma escala limitada na Alemanha; a prótese *TNK*, utilizada no Japão, e ainda a *INBONE*. Ainda que, apesar de ser possível identificar 57 implantes diferentes que foram desenvolvidos através de diferentes critérios, ainda não é possível, até à data, desenvolver uma evidência científica que possa comprovar a superioridade da utilização de um dispositivo de três componentes em relação a um de rolamento fixo (*Doets et al., 2007; Roukis and Prissel., 2013*).

Este tipo de avaliação de dados, que são desenvolvidos através do registo, são de grande interesse das partes envolvidas em torno deste tema, já que, tanto o cirurgião como paciente e até mesmo a indústria, irão beneficiar deste. No entanto, a implementação e aceitação deste tipo de dados para a substituição total do tornozelo tem ficado aquém quando comparado com os registos existentes tanto para a anca como para o joelho. Isto pode ser comprovado se considerarmos que a partir dos registos obtidos de 33 países, apenas 6 (Austrália, Finlândia, Suécia, Noruega, Nova Zelândia e Reino Unido) abordam o tema da substituição da articulação do tornozelo fixo (*Doets et al., 2007; Roukis and Prissel., 2013*).

3.2. Registos da Artroplastia do Tornozelo

Para este estudo foram utilizados dados de 6 diferentes sistemas de registos de substituição total do tornozelo (*Australian Orthopaedic Association's National Joint Replacement Registry, Finnish Arthroplasty Register, Swedish Joint Registry, Norwegian Arthroplasty Register* (tabela 2), *New Zealand National Joint Registry e National Joint Registry for England, Wales and Northern Ireland*) envolvendo 5513 próteses de tornozelo abrangendo um espaço temporal entre 2000-2013 (tabela 1).

Numa primeira análise à tabela 2, a prótese mais frequentemente implantada foi a *Mobility* representando apenas ela uma percentagem de 39,6% do total de próteses implementadas. Pode-se ainda afirmar que, as próteses de dois componentes tais como *Agility, ESKA* ou *Ramses* quase desapareceram do mercado uma vez que estas representam apenas uma percentagem de 2.4%, dando assim lugar a próteses de rolamento móvel e de três componentes.

Tabela 2 - Registos totais da Artroplastia do tornozelo dos Países registados 2000-2013

Ano	AES	CCI	Mobility	Rebalance	STAR	BOX	ESKA	Hintegra	Salto	Zenith	Agility	Ramses	BP
2000	0	0	0	0	114	0	0	0	0	0	10	0	2
2001	0	0	0	0	137	0	0	0	0	0	20	0	0
2002	17	0	0	0	133	0	0	0	0	0	17	0	0
2003	85	0	0	0	73	0	0	0	0	0	17	0	42
2004	99	0	3	0	63	0	0	2	0	0	29	6	44
2005	104	0	42	0	60	0	0	6	5	0	25	5	42
2006	78	0	68	0	78	0	0	11	33	0	1	0	14
2007	18	0	74	0	54	0	0	2	29	0	0	0	17
2008	17	20	197	0	61	6	1	35	56	0	0	0	22
2009	0	52	212	0	64	26	1	46	57	0	0	0	21
2010	0	24	470	0	17	51	0	78	107	78	0	0	7
2011	0	20	520	22	32	44	0	74	142	109	0	0	2
2012	0	26	371	40	33	67	0	98	103	131	0	0	0
2013	0	0	230	13	47	58	0	108	106	130	0	0	0
Total	418	142	2187	75	966	252	2	460	638	448	119	11	213

A *Mobility* foi claramente o modelo com uma maior taxa de incidência (39,6%) desde a sua introdução em 2004. Desde a sua introdução em 2004 até ao ano de 2011, o seu crescimento foi exponencial, representando em 2011, 53% do total de substituições de tornozelo registados tendo-se registado, sendo assim, a prótese mais implementada no Mundo nesse ano, seguidamente, sofreu uma queda abrupta de 56% em apenas 2 anos. Por esta altura foram publicados alguns estudos de laboratórios independentes remetentes a 2005-2008 que mostraram que a sua taxa de falência é superior à previamente divulgada pela marca e pelos estudos pagos pela marca. (*Kyung et al, 2010, Sproule et al, 2013*). No entanto, assim como à imagem de grande maioria das substituições totais tornozelo estudadas, a incidência de revisão, aumenta a longo prazo e os

mecanismos de falha mais comuns são a de perda asséptica e de subsidência da componente talar (*Rippstein et al., 2011*).

Algo semelhante ocorreu com o modelo *S.T.A.R.* uma vez que após estudos independentes revelou uma taxa de falência de 18,2%, que é substancialmente mais alto que os 2,2% referidos pelo fabricante e 5,7% pelo estudo pago pela marca. Ainda nesse estudo, foi demonstrado que os problemas mais recorrentes para a necessidade de revisão de este modelo são: perda asséptica (em 48,6% dos casos de revisão), infeção (12%) e ainda erro técnico, dores e instabilidade (8,7; 8,2; 7,7 respetivamente) (*Prissel and Roukis, 2012*).

O modelo *Salto*, aumentou de 38 implantes em 2005 a 2006, para 259 entre 2007-2010 e para 370 em 2011-2013. Quanto aos modelos *Rebalance* e *Zenith*, tratam-se de dispositivos que são ainda muito recentes pelo que é difícil obter um feedback quanto à sua taxa de incidência.

Outra ilação que se pode extrair da revisão dos dados apresentados na tabela 2 é que de um total de 13 próteses, pelo menos 4 delas entraram em total desuso e no caso da *Buechel-Pappas* que a sua utilização tem vindo a reduzir desde 2004 prevendo-se assim um abandono do mercado.

É ainda de frisar que, os registos da Artroplastia Norueguesa (tabela 3) demonstraram que existe uma diferença na sobrevivência entre as duas versões utilizadas pelas *S.T.A.R.*, já que uma delas utiliza um revestimento de hidroxiapatite (que foi aplicada até 2002) e outra utiliza um revestimento duplo de titânio-cálcio-fosfato (aplicada a partir de 1999), destas duas versões, foi a de duplo revestimento que obteve os melhores resultados tendo sido registados cerca de 1% de casos de perda asséptica, um valor inferior quando comparado com os 14% da outra versão. (*Fevang et al., 2007*).

Tabela 3 – Registos totais da Artroplastia na Noruega 2000-2009.

Ano	AES	Hintegra	Mobility	STAR	CCI
2000	0	0	0	18	0
2001	0	0	0	29	0
2002	0	0	0	36	0
2003	0	0	0	24	0
2004	3	2	0	34	0
2005	0	4	0	36	0
2006	0	1	0	62	0
2007	0	2	4	52	0
2008	0	1	2	61	4
2009	0	1	25	61	12
Total	3	11	31	413	16

Tabela 4 - Registos totais da Artroplastia na Austrália 2008-2013

Ano	BOX	CCI	ESKA	Hintegra	Mobility	Salto	STAR	Zenith	BP
2008	6	0	1	34	98	11	0	0	18
2009	23	0	0	44	74	19	3	0	21
2010	28	1	0	63	101	35	3	0	7
2011	12	3	0	50	117	68	4	1	2
2012	23	0	0	64	70	65	2	6	0
2013	11	0	0	47	50	63	15	6	0
Total	103	4	1	302	510	261	27	13	48

O relatório da Associação Australiana de Ortopedia envolve o espaço temporal de 2006 até ao ano de 2013 (Tabela 4). Em que foram registados um total de 1260 implantes efetuados de 9 diferentes tipos de próteses. A prótese que foi mais vezes aplicada a *Mobility* (40,5%) seguida pela *Hintegra* e *Salto* 24% e 20,7% respetivamente.

Tabela 5 - Registos totais da Artroplastia na Suécia 2000-2012

Ano	AES	CCI	Mobility	Rebalance	STAR	BP
2000	0	0	0	0	47	2
2001	0	0	0	0	47	0
2002	3	0	0	0	40	0
2003	18	0	0	0	20	42
2004	17	0	0	0	16	44
2005	23	0	8	0	17	42
2006	21	0	21	0	6	14
2007	18	0	21	0	1	6
2008	17	16	35	0	0	4
2009	0	40	34	0	0	0
2010	0	23	43	0	0	0
2011	0	17	45	21	0	0
2012	0	26	21	27	0	0
Total	117	122	228	48	194	154

O Registro elaborado pela Suécia que envolve a substituição total do tornozelo abrange desde o ano 2000 até ao ano de 2012 (Tabela 5). Um total de 863 próteses foram registadas, de 6 diferentes tipos. A prótese mais utilizada para a aplicação na substituição da articulação foi a *Mobility* (26,4%) seguida da *S.T.A.R.* (22,4%) e *Buechel-Pappas* (17,8%). Ainda assim, é de salientar que, tanto o modelo *S.T.A.R.* como a *Buechel-Pappas* deixaram de ser aplicadas no ano 2007 e 2008 respetivamente, dando lugar à *CCI* ainda que tenha tido um decréscimo em 2010, e mais recentemente a *Rebalance*.

Considerando agora a Tabela 6 é possível de verificar que a perda asséptica foi o problema que mais causou a necessidade de cirurgia de revisão, representando assim, um total de 260 revisões que se traduz em 38,8% dos casos registados. Foram ainda necessários 199 procedimentos cirúrgicos de revisão para os casos de dores e instabilidade existente na articulação, representando estes dois tópicos em conjunto 29,7% dos casos existentes.

Tabela 6 - Razões para cirurgia de revisão dos Países registrados 2000-2013.

Necessidade de revisão	Aseptic Loosening	Deslocada	Instabilidade	Infeção	Fratura	Dores	Defeito do polietileno	Outras
Total	260	14	80	59	21	119	30	87

É de notar, que os dispositivos de substituição do tornozelo presentes nos registos, têm em comum um dos 3 padrões de uso. Um deles prende-se com uma utilização de crescimento exponencial seguindo-se de um desuso abrupto, são exemplos deste acontecimento modelos como a *Agility* ou a *Buechel-Pappas*. Outro padrão que se pode encontrar é o de uso mínimo, tal como ocorreu com as próteses *ESKA* e *Ramses* e, em menor grau, à *CCI Evolution*. O terceiro modelo trata-se de uma utilização com crescimento gradual e sustentado, como o que ocorreu com os modelos: *Mobility*, *Salto* e ainda *Hintegra* (Roukis and Prissel., 2013).

CAPÍTULO 4

Novo conceito da Prótese de Tornozelo

O modelo/conceito prótese do qual é alvo este estudo foi, desenvolvido pelo Doutor Fernando Fonseca, Médico no Hospital Universitário de Coimbra. Este cirurgião que possui uma vasta experiência, decidiu que seria oportuno desenvolver um novo conceito tendo por base essa sua experiência, traduzindo em uma melhoria em relação as opções existentes no mercado.

4.1. Descrição do Conceito

A Artroplastia tem sofrido ao longo dos tempos vários desenvolvimentos aumentando e melhorando a oferta, no entanto, as próteses que se encontram atualmente no mercado, possuem ainda uma percentagem de insucesso baixa, sendo que as principais causas estão bem identificadas, tais como a perda asséptica (corrosão das superfícies de contacto e provoca descolamento da prótese), a instabilidade, baixa mobilidade protésica ou ainda a necessidade de uma grande área de corte entre a tíbia e o talus para melhorar a introdução do componente de polietileno (mais espesso em altura) de forma a proporcionar uma maior resistência ao desgaste.

O dispositivo que tem por base este estudo apresenta melhorias conceptuais em relação às próteses já existentes. Esta trata-se de uma prótese de 2 componentes e tem como uma das suas características principais o facto de possuir uma inversão da concavidade da tíbia e a convexidade do talus de forma a existir um alongamento do arco de movimento do pé bem como reduzir o espaço necessário para a colocação do dispositivo. Deste modo, o pé fica com um grau de movimento aproximado de 70 graus sendo cerca de 30 graus em flexão até a uma extensão de 40 graus. Outra particularidade que caracteriza este dispositivo é o facto de existir uma menor necessidade de corte da superfície do talus ou da tíbia fazendo com que estes mantenham as suas capacidades estruturais intactas uma vez que, a necessidade de espaço entre a tíbia e o talus é menor (já que o engenho não possui o 3º componente de polietileno). O design desta prótese obriga apenas a corte de 10 a 14mm na extremidade distal da tíbia e um corte entre 3 e 5mm na zona do talus. É utilizado um contacto do género metal/metal, cerâmico/cerâmico ou ainda cerâmico/metal sem a existência de polietileno ou então apenas 1mm de revestimento de polietileno de alta densidade. Estas faces de contacto deslizante são superfícies lisas e polidas de forma a promover o movimento e o menor

atrito possível, enquanto de as faces que promovem a adesão do material ao osso são revestidas de hidroxiapatite de forma a promover a integração óssea (figura 31)

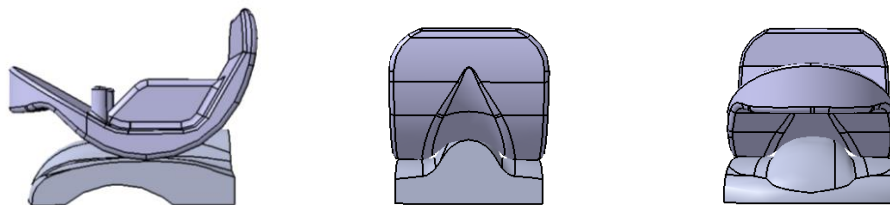


Figura 31 - Conceito prótese

Considerando agora cada um dos dois componentes que constituem a prótese, o componente talar (figura 32), adapta-se perfeitamente à superfície do astrágalo após a realização da remoção superficial da cartilagem através de raspagem até a um limite máximo de 3mm permitindo assim que o componente possa ser fixa de duas formas, a partir de um parafuso, introduzido através da cabeça do talus, ou ainda recorrendo a um piton existente na parte inferior do dispositivo.

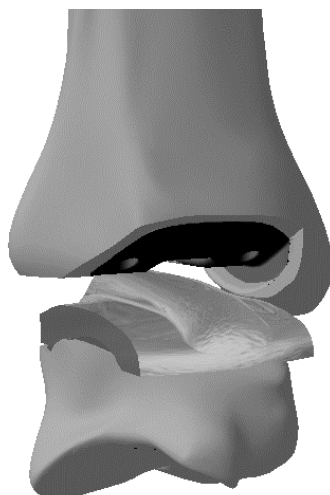


Figura 32 - Colocação do componente Talar

Quanto ao componente tibial invertido (figura 33), este é fixado através de dois pinos posteriores que ficam em *press-fit* não sendo assim necessário qualquer tipo de cimento ósseo. O componente distal da tibia caracteriza-se por possuir uma curva convexa da superfície de contacto com o componente talar perfazendo um arco que permite um amplo e natural movimento fazendo com que os dois componentes articulem entre si de forma fluída. O corte necessário fazer na tibia para a inserção do dispositivo é relativamente pequeno (entre 10 a 14mm) quando comparado com o que é realizado na atualidade (20mm ou mais).

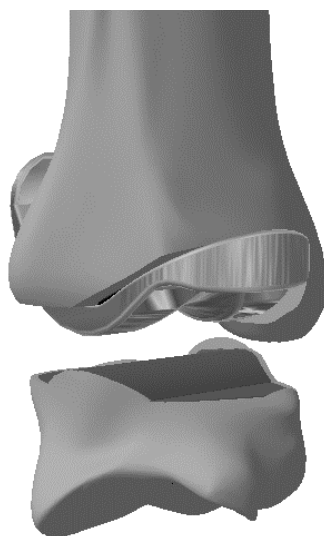


Figura 33 - Colocação do componente Tibial

Por último, e na necessidade de revisão a prótese e fundir a articulação através de Artrodese, é de salientar que devido ao facto do corte efetuado ser bastante reduzido, fará com que exista um menor encurtamento do membro.

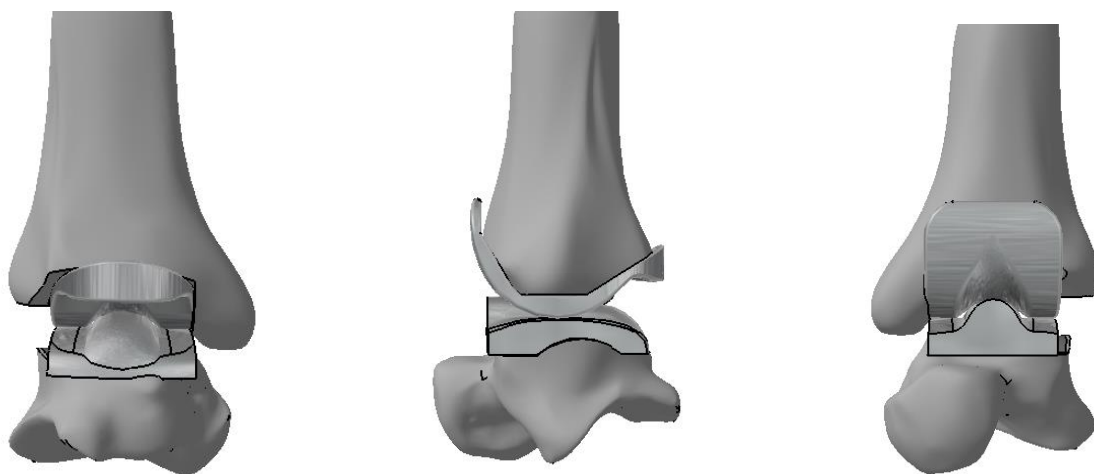


Figura 34 - Prótese conceito em posição.

De forma a tornar possível a obtenção de um conjunto virtual do dispositivo, foram elaborados modelos geométricos de cada um dos seus componentes. Seguidamente, e após a modelação dos dois modelos, foi ainda necessário proceder à sua montagem, isto pode ser verificado através da figura 34. Assim como irá ser referido na descrição do modelo experimental posteriormente, o tamanho final de cada componente foi escolhido durante a montagem de todos os modelos entre si, para que esta obtivesse um ajustamento ótimo entre os componentes da prótese e o respetivo osso tal como é elaborado durante o procedimento cirúrgico. O desenho conjunto do conceito encontra-se em Anexo (I). Uma vez realizada a modelação de todos os componentes que integram o tornozelo e prótese, procede-se ao agrupamento destes dois conjuntos.

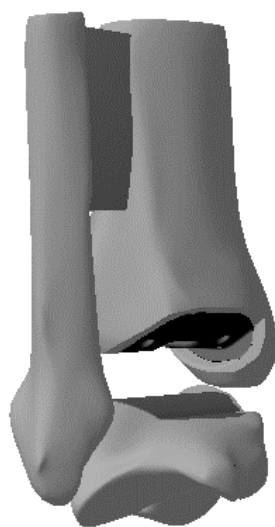


Figura 35 – Estrutura óssea

4.2. Procedimento Cirúrgico do Conceito

Ao contrário de outras técnicas de cirurgia de substituição do tornozelo que utilizam uma incisão na parte da anterior do tornozelo, este procedimento utiliza uma incisão na parte lateral do tornozelo numa posição neutra (figura 36).

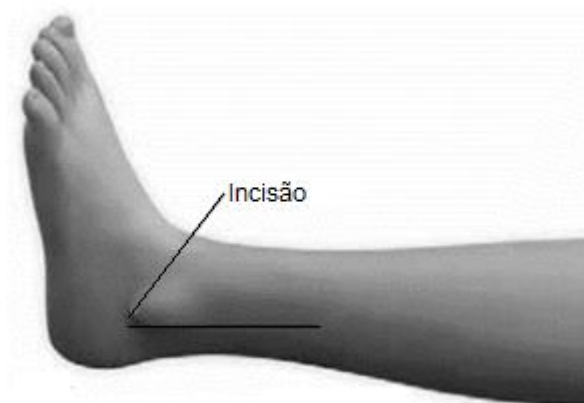


Figura 36 - Incisão lateral do tornozelo

Nesta abordagem, a porção inferior da fíbula é movida para o lado de forma que seja possível obter acesso à tibia e seguidamente executar procedimento, esta é depois reposicionada com a ajuda de uma placa metálica (este procedimento em específico não será aqui abordado). Este tipo de intervenção apresenta os seguintes benefícios:

1. Um menor dano nos nervos e tecidos moles próximos da articulação do tornozelo, encurtando o tempo de recuperação necessário.
2. Uma visão lateral da articulação durante a intervenção cirúrgica possibilita que o cirurgião tenha uma melhor perspectiva, permitindo efetuar o posicionamento do implante com maior precisão.
3. Em caso de cirurgia de revisão, existe a possibilidade de utilizar incisão previamente efetuada no tornozelo em vez de ter que criar uma nova.

O dispositivo é posicionado com apoio de um instrumental de fixação do pé e da perna que assegura o correto alinhamento dos segmentos da perna. Na figura 37 está exemplificado um possível instrumental para uma abordagem lateral para a colocação de uma prótese de tornozelo.

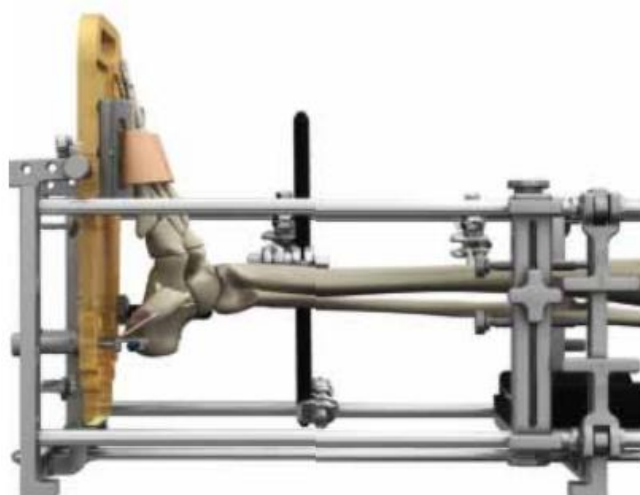


Figura 37 - Instrumental de fixação de segmentos da perna desenvolvida para a *Zimmer® Trabecular Metal™ Total Ankle*.

Para que o estudo seja o mais semelhante possível com uma intervenção cirúrgica, realiza-se o seccionamento das superfícies articulares do tornozelo de forma a ser possível fazer a inserção da prótese. Este método deve ser realizado em ambos os componentes da prótese, para que estes substituíssem na articulação, o espaço previamente removido, e assim existir um encaixe correto dos dispositivos.

Assim, tal como é possível de observar na figura 38, a sequência de incorporação do componente tibial é possível, a partir da ressecção óssea do maléolo lateral. Já no caso da componente talar, é elaborada uma ressecção do talus no plano transversal na zona medial.

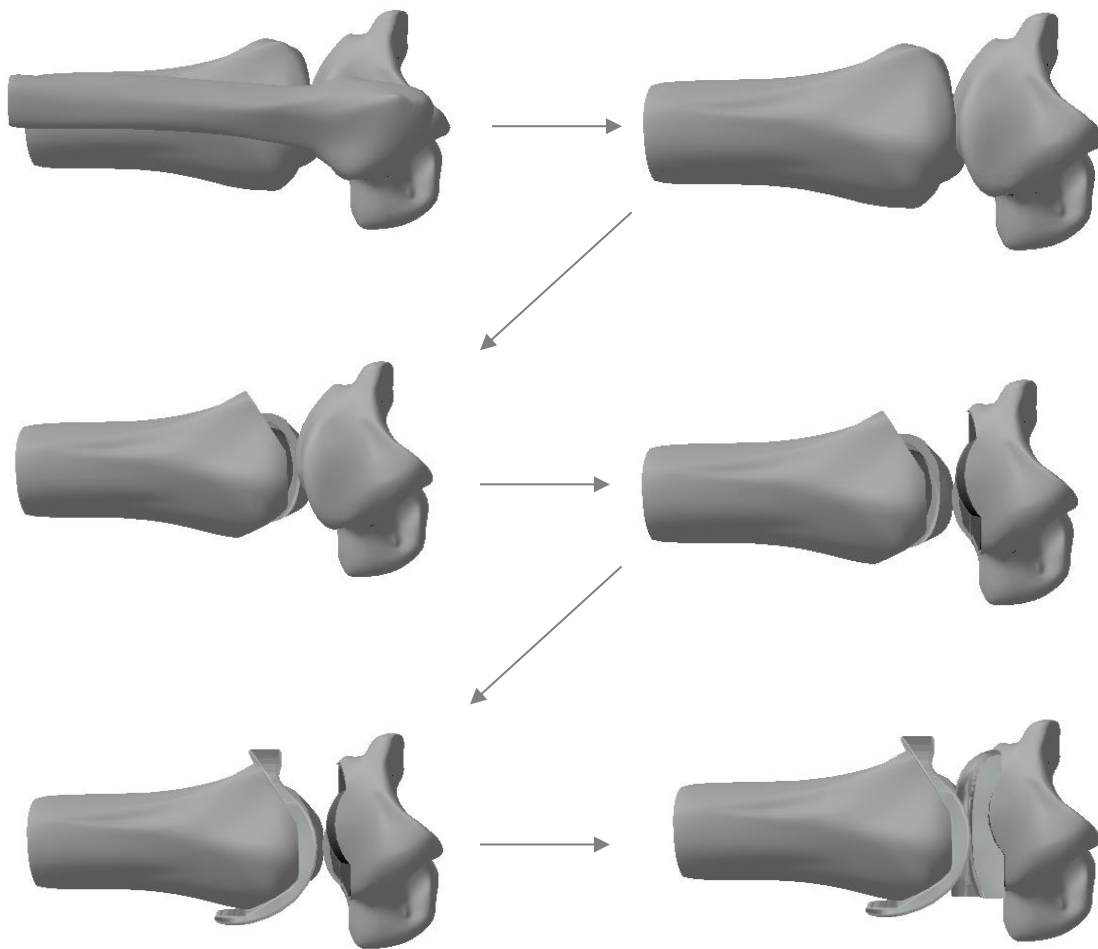


Figura 38 - Sequencia de Aplicação da Prótese

4.3. Modelo Experimental

No desenvolvimento do modelo experimental da prótese, foram consideradas as informações descritas nos documentos fornecidos pelo Doutor Fonseca, bem como a partir de uma modelação/conceito da prótese (figura 39). É importante referir que, em nenhum destes documentos informativos, exista uma restrição precisa sobre os materiais a utilizar no modelo, pelo que, será tomado em consideração um contato do tipo metal-metal utilizando o Cromo-Cobalto (Co-Cr) como material para ambos os componentes. É ainda de salientar que, o tamanho final de cada um dos componentes foram decididos a quando da montagem da totalidade dos modelos/“cirurgia virtual” de forma que exista um ajustamento ótimo nos contatos prótese/osso.



Figura 39 - Conjunto conceito Prótese.

4.4. Fabrico dos Componentes

Para que seja possível desenvolver um conceito à escala real, o processo deve passar por um conjunto de etapas para que este seja obtido. O processo é iniciado através do desenvolvimento de um modelo 3D detalhado de cada um dos dispositivos, seguidamente, é desenvolvida uma programação CNC para maquiagem dos protótipos. Por fim, procede-se ao corte do bloco do material base escolhido (figura 40), para este caso foi utilizado aço inox 316L

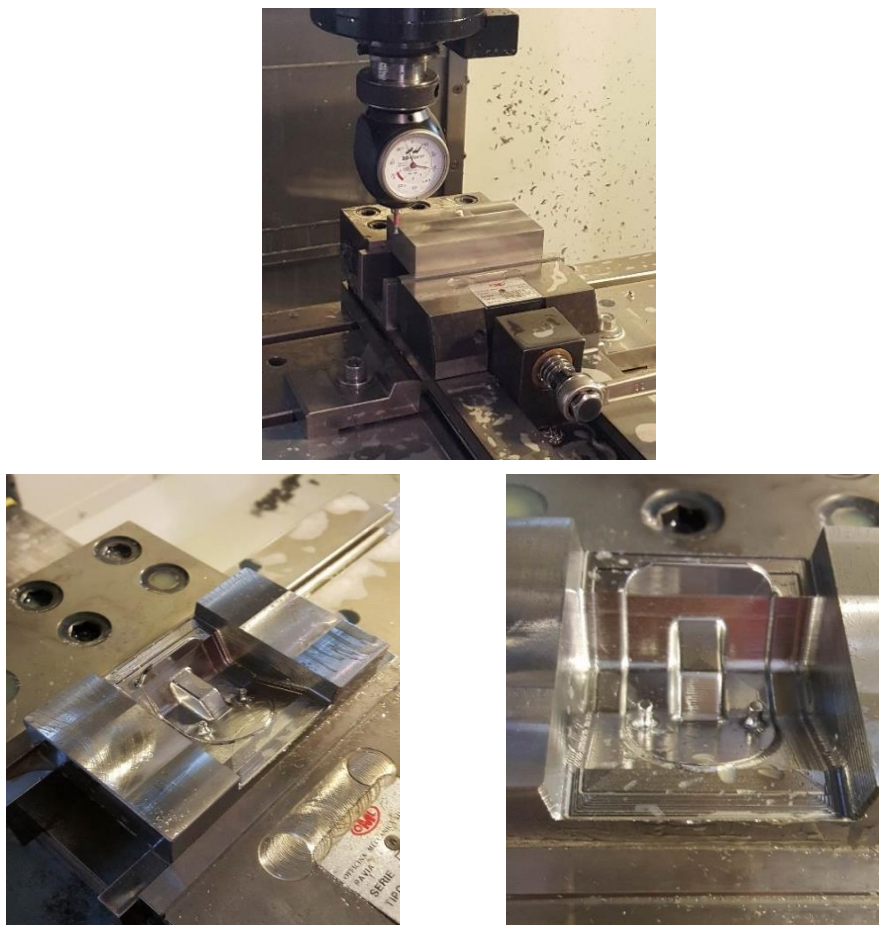


Figura 40 - Bloco a cortar

Para que a realização do conceito prótese, é ainda necessário durante o processo de corte, proceder à viragem do bloco de material para cada um dos componentes, sendo que cada um destes é concebido separadamente. O resultado final é demonstrado na figura 41.



Figura 41 - Conceito Prótese maquinado.

CAPÍTULO 5

Modelo Numérico

A utilização dos modelos numéricos de elementos finitos para o estudo do comportamento biomecânico é uma das formas de compreender o comportamento das estruturas ósseas quando sujeitas a esforços externos, sem utilização de modelos “in vitro”

Ao longo deste capítulo serão apresentados os parâmetros que melhor definem as propriedades dos elementos que constituem o conjunto tornozelo-prótese de que é alvo este estudo. Serão abordados aspetos tais como: o tamanho de malha a adotar, os contatos que envolvem os diferentes elementos do conjunto, assim como as cargas a que estes estão sujeitos.

5.1. Modelo CAD

Foi desenvolvido um modelo que procura recriar da melhor forma possível, um modelo “in vitro” de tornozelo. Quanto ao modelo da articulação, foi utilizado um modelo já previamente desenvolvido e validado pelo colega David Coelho, em que, a geometria de estas foram desenvolvidas a partir das estruturas ósseas Sawbones. (Coelho, 2014)

Para as espessuras a atribuir aos modelos, teve-se em consideração os componentes reais, de forma a aumentar o grau de semelhança e critério dos modelos virtuais para os modelos reais.

A tíbia apresenta no seu interior e na sua parte distal, um sólido que tenta reproduzir o seu respetivo osso esponjoso característico. O componente da fíbula, possui tal como descrito para a tíbia, um sólido que representa a zona esponjosa deste componente. Por último, o talus admite em todo o seu interior, um sólido que representa toda a estrutura esponjosa passível de ser encontrada em um modelo real.

Após a elaboração de cada um dos elementos que representam e constituem o tornozelo, é indispensável proceder à sua montagem para que estes passem a formar um conjunto. Para isso recorreu-se ao software de modelação CATIA. Na figura 42 é possível verificar o conjunto em vista explodida.

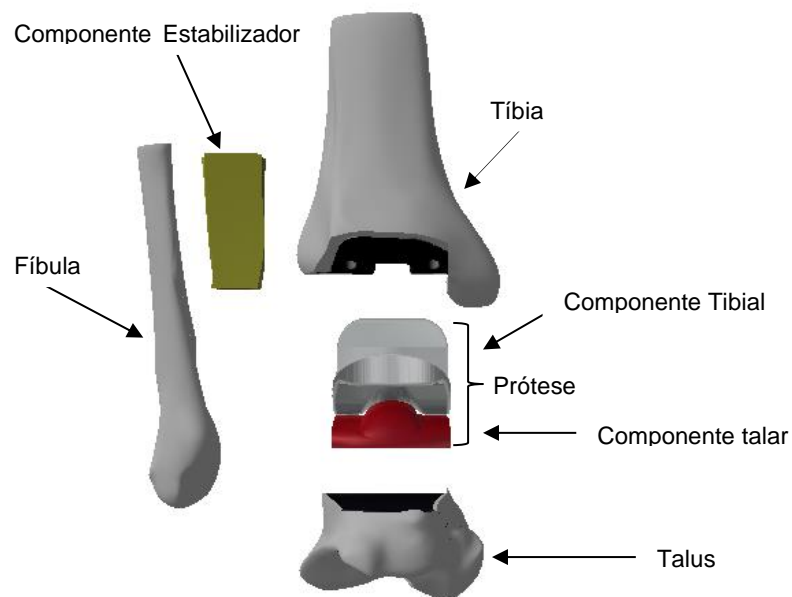


Figura 42 - Vista explodida da montagem tornozelo.

5.2. Modelo de Elementos Finitos

O recurso aos Método de Elementos Finitos é hoje em dia uma necessidade para dar solução a problemas de geometrias mais complexas. Esta trata-se de uma técnica de cálculo computacional que admite a capacidade de prever comportamentos de uma determinada estrutura. Para o estudo em questão a utilização deste tipo de método de cálculo é de grande interesse, uma vez que permite determinar deformações e tensões existentes no protótipo e também nas estruturas, prevendo assim comportamentos quando estes estão submetidos a diferentes esforços. Esta técnica tem como princípio de metodologia, a divisão do conjunto em um número elevado de pequenos volumes, ao qual se atribui o nome de malha de elementos finitos. Devido à redução de volume dos elementos o seu número terá de ser maior, que, por conseguinte, fará com que o tempo de processamento seja elevado. Para a realização da malha dos ossos e da prótese, optou-se pela utilização de uma malha tetraédrica de 4 nós e o seu dimensionamento foi ponderado tendo como objetivo a minimização de erros, tendo sido elaborado um gradual refinamento de malha através do estudo de convergência. Foi considerado um refinamento satisfatório aquando dos resultados obtidos não serem significativamente alterados com o refinamento da rede de pontos. Para cada um dos elementos que constituem o conjunto em estudo foi selecionado um tamanho de malha tendo em atenção as diretrizes anteriormente assinaladas.

Tal como já anteriormente referido, o software de cálculo numérico selecionado para realizar as simulações recaiu sobre o *CATIA*, utilizando o módulo *Analysis & Simulation*. Utilizando o sub-

módulo *Advanced Meshing Tools* e recorrendo à ferramenta *Advanced Surface Mesher* foram gerados elementos triangulares superficiais sobre cada um dos elementos do modelo, que posteriormente foram substituídos por elementos tetraédricos de 4 nós através da ferramenta *Tetrahedron Filler*. Seguidamente, foram desenvolvidas linhas de orientação de malhas, de forma a facilitar a análise dos resultados. Na figura 35 apresentam-se as imagens representativas do modelo dos elementos finitos (figura 43).

Tabela 7 - Nós e elementos do modelo numérico

	Nós	Elementos
Tíbia Cortical	41683	200426
Tíbia Esponjoso	10582	56037
Talus Cortical	14854	51543
Talus Esponjoso	6779	35304
Fíbula Cortical	2452	7298
Fíbula Esponjoso	614	2401
Suporte Metálico	1460	6724
Componente Tibial	17109	84846
Componente Talar	16413	86896

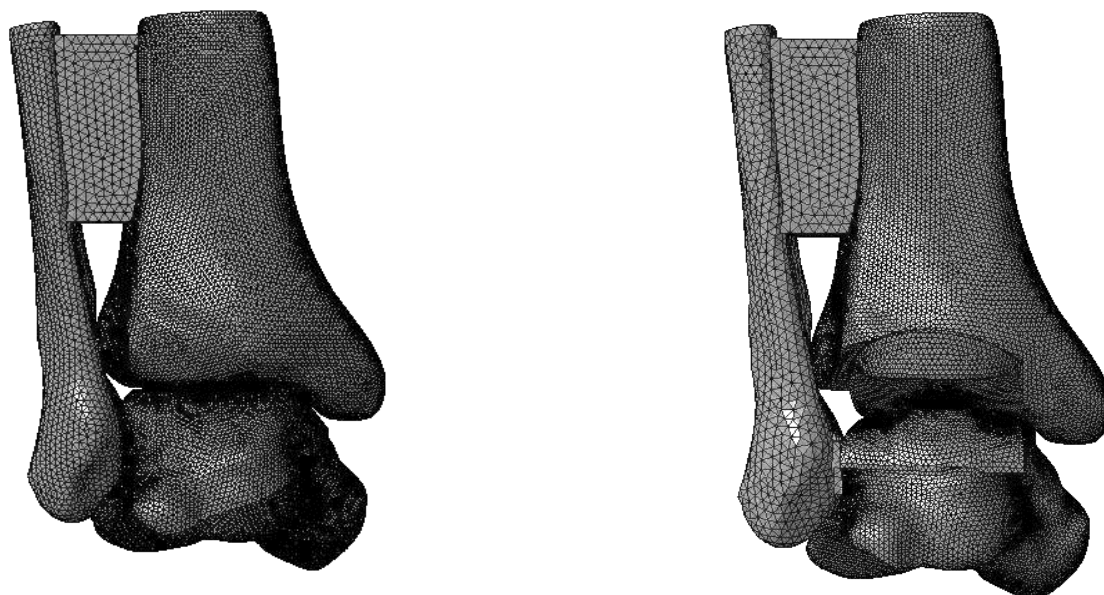


Figura 43 - Modelo de elementos finitos do conjunto intacto (Esquerda) e conjunto implantado (Direita).

5.3. Propriedades dos Materiais

As características que definem a estrutura óssea são como um agregado de combinações de diferentes propriedades que faz com se torne muito complexo e difícil a tarefa de replicar em termos de análise de elementos finitos. Estes componentes orgânicos e inorgânicos relacionam-se entre si, para assim, dar ao osso propriedades únicas em termos de viscoelasticidade, resistência à fratura ou densidade, tornando-o heterogéneo e anisotrópico (*Rho et al., 1998; Shahar et al., 2007; Reilly e Elliot et al., 2014*).

Para a análise ao presente estudo, foi considerado um osso homogéneo que admite um comportamento linearmente elástico e isotrópico. Para a componente cortical do osso, o estudo elaborado por Cowin *et al.*, 1991, bem como o desenvolvido por Yamada *et al.*, 1970 atribuem um módulo de elasticidade de 19 GPa admitindo um coeficiente de Poisson de 0,3, já para o caso do osso esponjoso ou trabecular, Jensen *et al.*, 1988 aplica uma módulo de Young de 500 MPa e um coeficiente de Poisson de 0,3. Inicialmente, para a análise, o osso foi considerado linearmente elástico, homogéneo (divididos em osso cortical e esponjoso) e isotrópico. Para a cartilagem, é considerado o módulo de Young de 1 MPa, segundo Athanasiou *et al.* 1998 e ainda considerando a sua incompressibilidade, é atribuído um coeficiente de Poisson de 0,4.

Na tabela 8, é apresentado em resumo os valores e propriedades atribuídas aos diferentes modelos em análise.

Tabela 8 - Definições dos materiais selecionados.

Componente	Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson (V)
Osso Cortical	—	19000	0,3
Osso Esponjoso	—	500	0,3
Cartilagem	—	1	0,4
Componente Talos	Co-Cr	210000	0,29
Componente Tíbia	Co-Cr	210000	0,29

5.4. Condições Fronteira Modelos

As condições fronteiras são essenciais para satisfazer o requisito de impenetrabilidade dos modelos entre si e assim replicar a realidade. Portanto, é importante definir as propriedades de contato existentes entre os componentes, uma vez que estas especificam o tipo de interações que estes podem admitir. Inicialmente é então necessário definir as superfícies que estão em contato e adicionar ligações entre si, bem como delinear qual o tipo de contato existente. Assim, todas as superfícies de contato dos diferentes elementos em análise são considerados como rigidamente ligados para uma posição neutra, para existir uma coerência com os ensaios laboratoriais realizados.

Para a criação destes parâmetros de interação entre os constituintes do sistema no software de elementos finitos, recorreu-se ao sub-módulo *Generative Structural Analysis* pertencente ao módulo *Analysis & Simulation*.

Tendo agora em consideração a interface entre os diferentes elementos, foi considerado de forma a simular uma ligação do tipo longo termo, um contato entre o osso cortical e o osso esponjoso, osso-Prótese, bem como a ligação suporte metálico-osso cortical, como sendo uma ligação do tipo colada, ou seja, trata-se de uma ligação colada entre ambas as superfícies fazendo com que estes fiquem colados e que os esforços sejam transmitidos uns para os outros na sua totalidade. Quanto à ligação Prótese-Prótese trata-se de uma ligação do tipo deslizante, sendo que esta propriedade permite o movimento entre as superfícies, sendo atribuído um atrito de 0,3. (Rodrigues, 2013)

Quanto ao talus, tal como representado na figura 44, será restringido para que não admita qualquer tipo de movimento. A tíbia terá um constrangimento de movimento na zona proximal para que admita apenas movimento no eixo Z nessa zona.

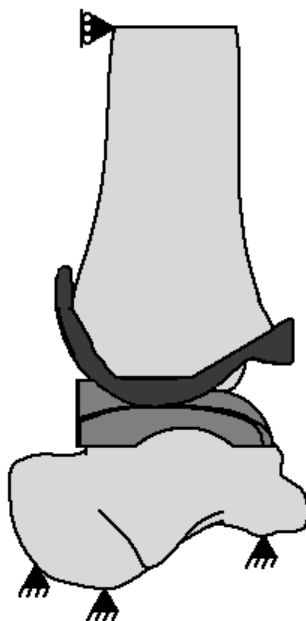


Figura 44 - Condições fronteira do modelo.

5.5. Cargas e Condições Limites

Para definir as cargas a utilizar nas simulações, foram considerados diferentes casos de estudo, entre eles os elaborados por Reggiani *et al.*, 2006, Seireg e Arvikar e Elliot *et al.*, 2014 em que foram aplicadas forças em diferentes eixos para as posições de flexão, neutra ou extensão, sendo aplicado inclusive momento. Outros estudos apontam para uma estratégia diferente, como é exemplo dos estudos conduzidos por Liu *et al.*, 2013 ou Anderson *et al.*, 2007, onde estes aplicam uma força vertical de 600N sobre a secção superior da tibia, simulando assim uma pessoa com um peso medio de 60kg apoiada em apenas um pé. Tendo por base os estudos anteriormente referidos, para este ensaio, foi aplicada uma carga normal à superfície da secção superior da tibia de 600N para todas as posições estudadas. Posteriormente foram ainda analisadas as deformações principais na posição de flexão com um ângulo de 9 graus e de extensão com um ângulo de 13 graus como pode ser observado na figura 45 (Leardini and Moschella, 2002). Já na fíbula, não será aplicada qualquer tipo de carga, uma vez que, o modelo utilizado para este estudo representa apenas a zona distal da mesma e não possui tendões de ligação para uma transmissão realista das cargas na articulação, já que apenas cerca de 8% da carga que é passada aos membros inferiores é transferida através da fíbula, não sendo relevante para o estudo.

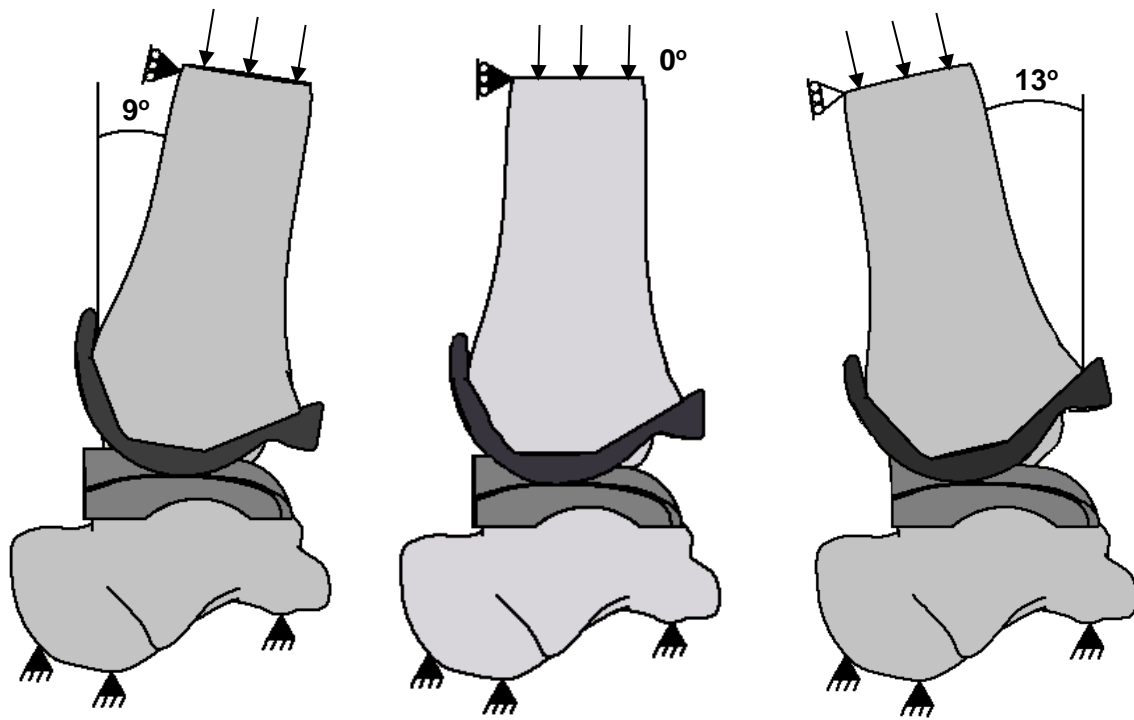


Figura 45 - Posições de carga do Conceito Prótese.

CAPÍTULO 6

Resultados

6.1. Modelo Intacto

Neste capítulo serão apresentados os resultados da análise de elementos finitos realizadas para o modelo intacto, bem como para a versão de modelo + prótese. Os valores apresentados ao longo de este capítulo foram retirados das linhas de orientação que foram elaboradas aquando do desenvolvimento da malha para este propósito, estas linhas podem ser observadas na figura 46 a amarelo, em que para a Tíbia foram traçadas 4 linhas verticais nas zonas posterior, anterior, medial e lateral, já para o Talus, traçou-se uma linha no interface osso-prótese.



Figura 46 - Linhas de Orientação de onde foram obtidos os valores

Inicialmente, foram analisadas as deformações principais para o osso da tíbia considerando apenas uma força axial de 600 N, com respeito à posição neutra. Os resultados obtidos destas análises relativos às deformações máximas e mínimas são apresentados na figura 47, estes gráficos demonstram os resultados para diferentes vistas. Através da análise dos gráficos apresentados na figura 47 podemos concluir que as deformações principais que ocorrem na tíbia intacta terão uma maior intensidade na zona distal da tíbia com um maior ênfase na zona lateral, onde apresentou valores na ordem dos $200\mu\epsilon$ e anterior, que foram registados valores superiores a $100\mu\epsilon$.

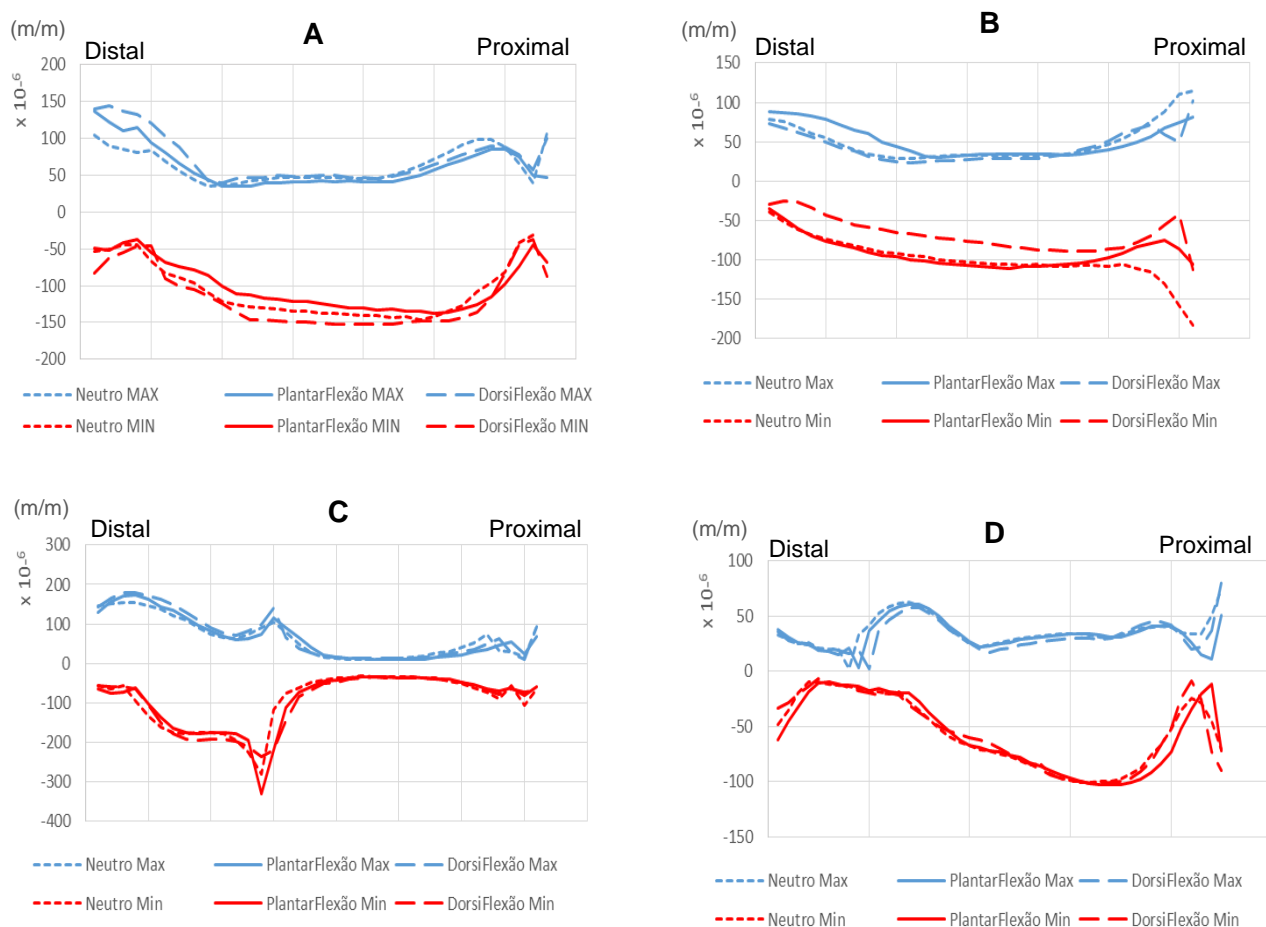


Figura 47 - Gráficos representativos das deformações principais do Modelo Intacto da Tíbia. A – Anterior; B - Posterior; C – Lateral; D – Medial

Os gráficos permitem ainda verificar que existe uma diferença assinalável entre as 3 diferentes posições testadas. Estas diferenças são evidentes por exemplo na zona posterior e distal da tíbia, onde existe um aumento da deformação máxima de cerca de 80% para a posição de extensão em relação a posição de flexão, isto é ainda mais evidente na zona anterior e distal, em que apresenta um aumento de 110% na posição de flexão em relação á posição neutra. Algo semelhante acontece para as deformações mínimas, em que na zona posterior e proximal, existe uma diferença máxima entre a posição neutra e a posição de flexão de cerca de 275%.

Através da análise da figura 48, que ilustra as deformações máximas e mínimas do modelo intacto, nas três posições abordadas, permite observar que existe uma tendência para uma deformação máxima na zona lateral do talus independentemente da posição onde este é testado, apesar de que, no caso da flexão, o pico situa-se na zona de transição entre a zona lateral e a zona anterior, atingindo um valor de cerca de $350\mu\epsilon$.

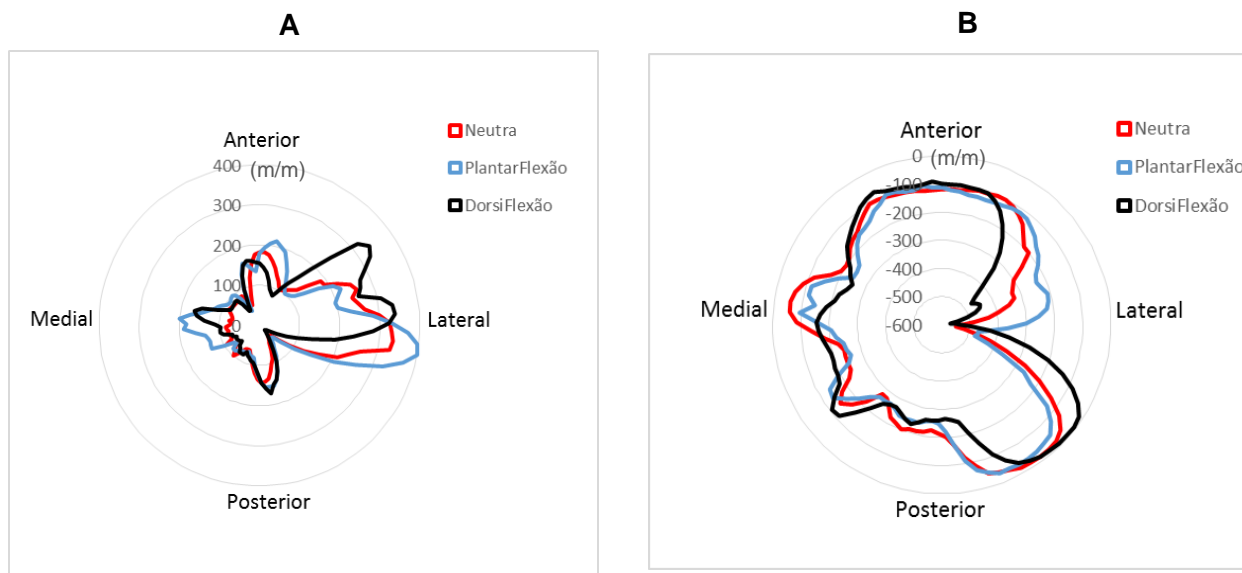
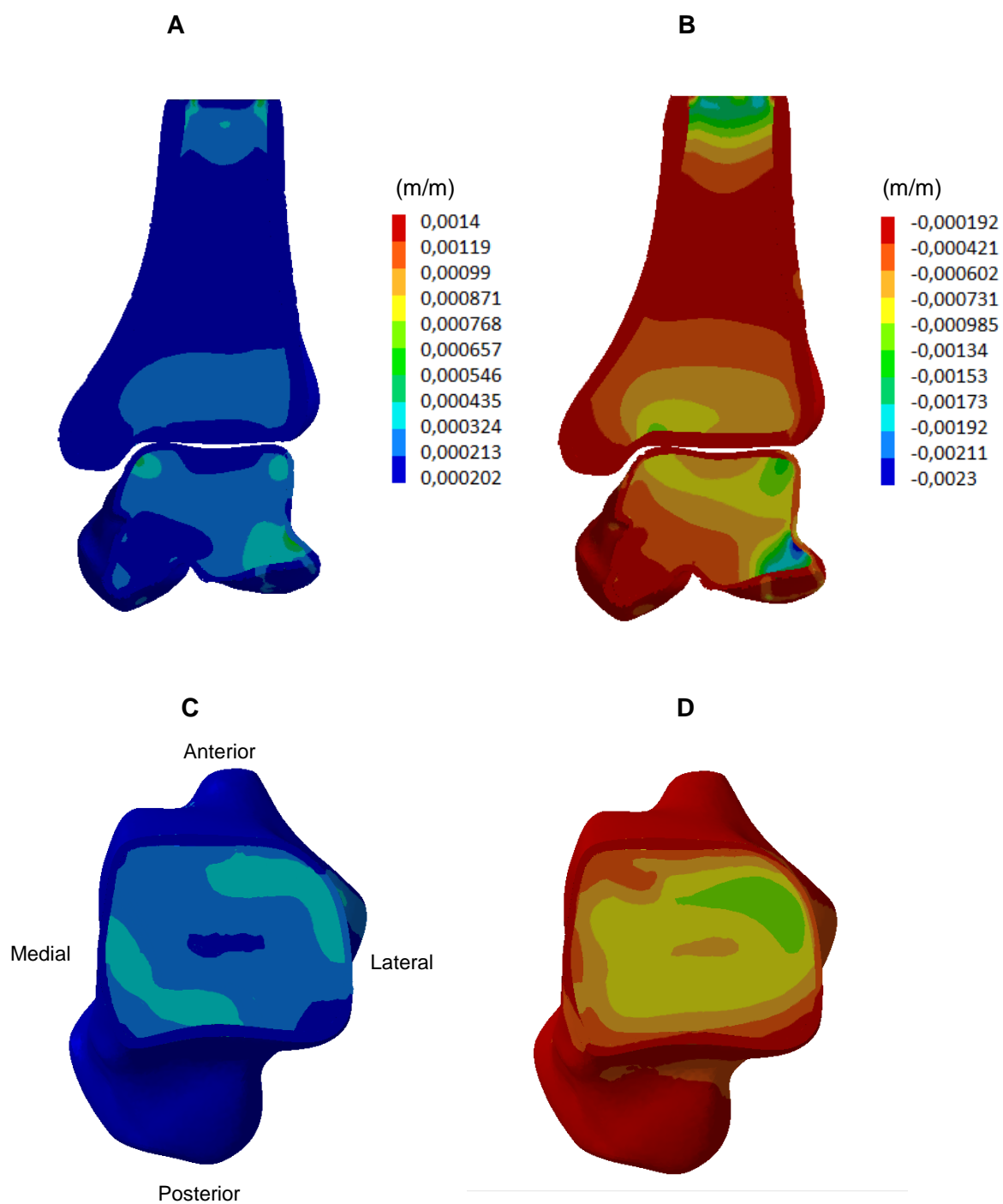


Figura 48 - Gráficos representativos das deformações principais do Modelo Intacto do Talus. A – Maximas; B – Minimas

Na figura 49 pode-se observar as deformações segundo o plano frontal e transversal do talus e da tibia junto à zona de futuro corte.



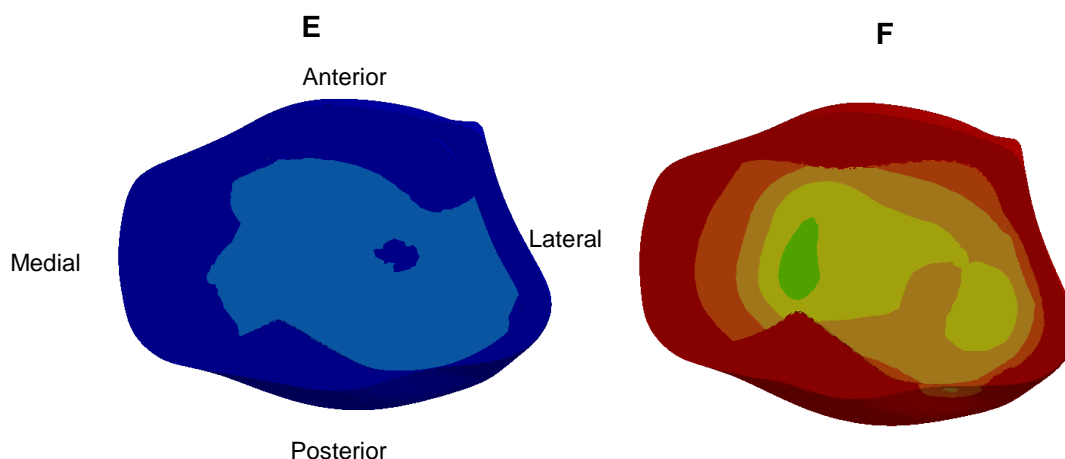


Figura 49 - Representação das deformações principais no modelo intacto. A – Vista Frontal das deformações máximas; B – Vista Frontal das deformações mínimas; C – Vista Transversal as deformações máximas do talus; D – Vista Transversal das deformações mínimas do talus; E – Vista Transversal das deformações máximas da tíbia; F- Vista Transversal as deformações mínimas da tíbia.

6.2. Modelo Implantado

Na figura 50 são apresentados os resultados obtidos das deformações principais no implante com a Prótese, em que foram testados sobre as mesmas condições que o implante intacto.

Em análise, pode-se afirmar que as deformações máximas sofrem grandes flutuações tendencialmente na zona distal da tíbia, sendo que na posição posterior, a diferença máxima, encontra-se entre a posição de extensão e neutra, para a qual a deformação principal máxima foi de 55% correspondente á posição de extensão. Já nas deformações principais mínimas, estas sofrem flutuações significativas em todas as posições, atingindo valores na ordem os 150 $\mu\epsilon$. As diferenças mais máxima que ocorre na zona anterior, dá-se na zona distal em que existe uma diferença de 100% entre a posição de extensão e a posição neutra. Na zona lateral a diferença máxima das deformações mínimas ocorre entre a posição neutra e de flexão, na zona distal da tíbia e foi de 225%.

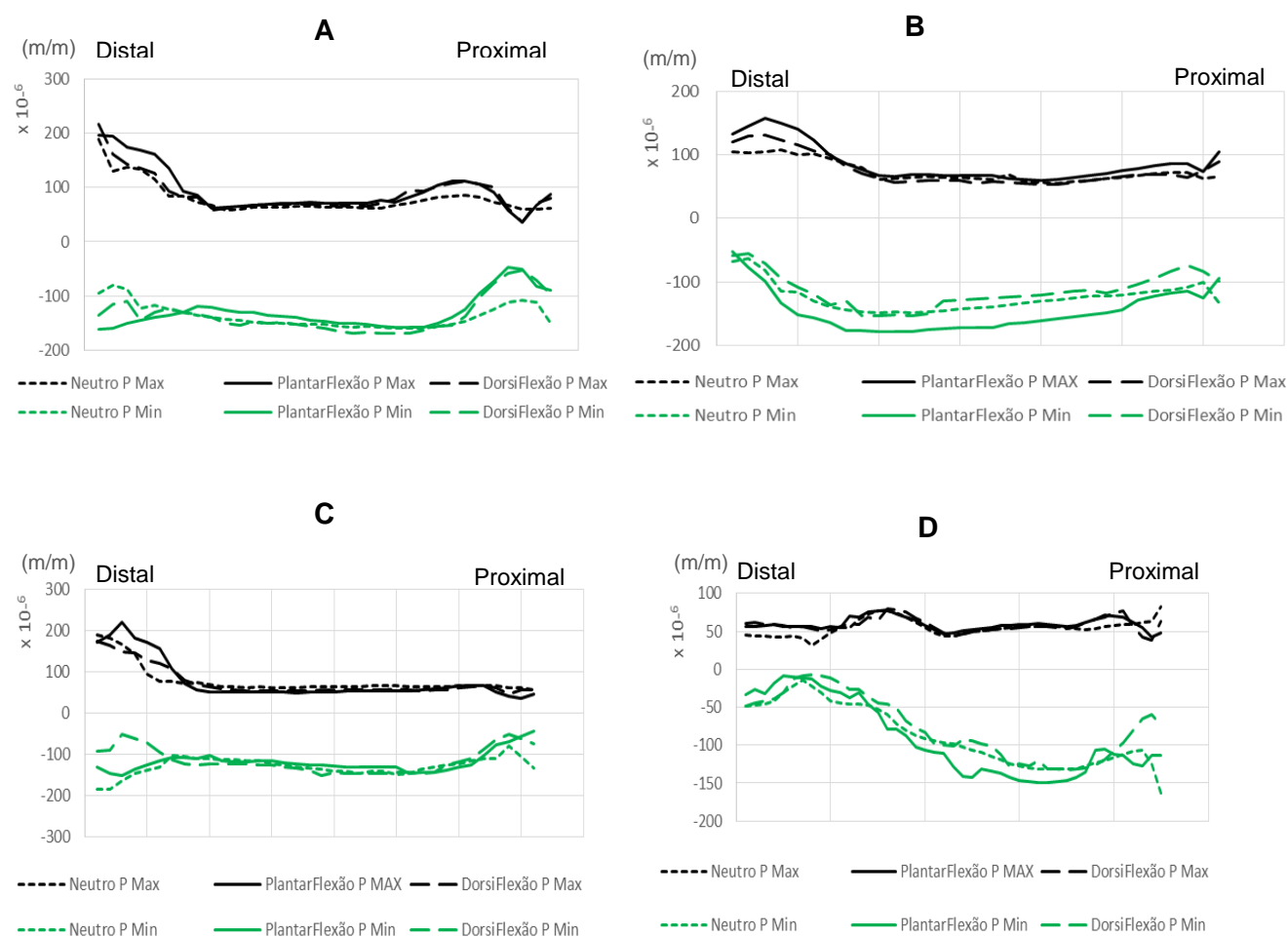


Figura 50 - Gráficos representativos das deformações principais do Modelo Implantado da Tíbia. A – Anterior; B - Posterior; C – Lateral; D – Medial

Com o auxílio da figura 51, é possível analisar as deformações principais no talus implantado para as posições em estudo. Assim sendo, para a posição de extensão verifica-se que, as deformações são elevadas nas zonas medial e lateral, tendo a última atingido valores aproximados de $450\mu\epsilon$ sendo de 475% em relação à posição de flexão. Já na posição de flexão, a distribuição é mais uniforme com a exceção da zona posterior que regista deformações máximas na ordem dos $450\mu\epsilon$ e mínimas elevadas superiores a $800\mu\epsilon$. Na posição neutra, e após análise, é possível concluir que as deformações são elevadas nas zonas posterior e anterior, registando-se uma deformação mínima na posição posterior de aproximadamente $1000\mu\epsilon$.

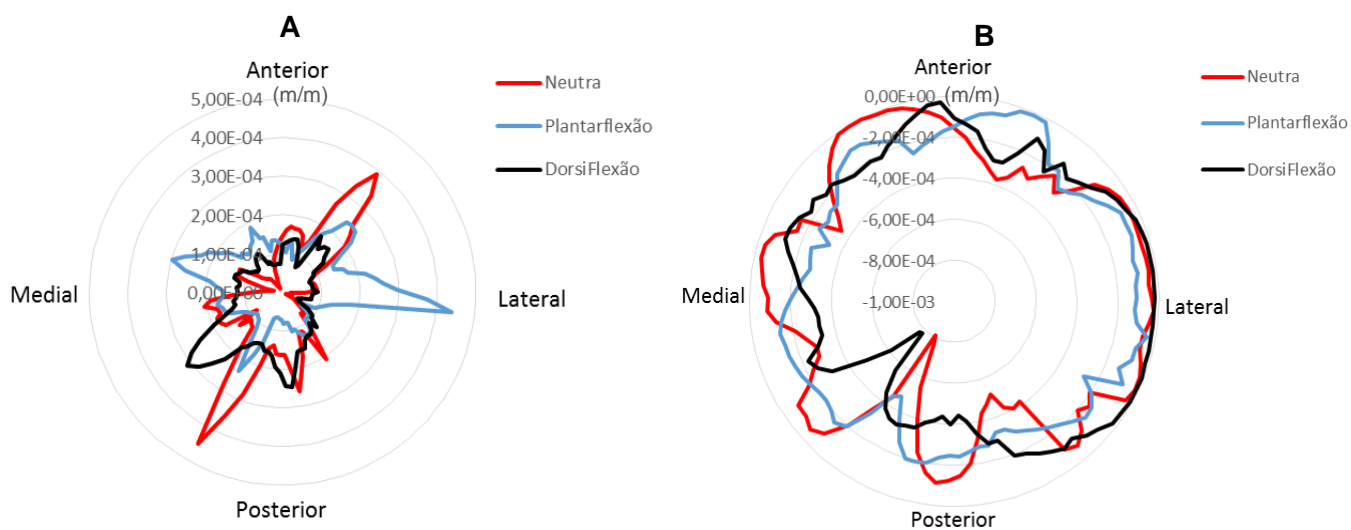
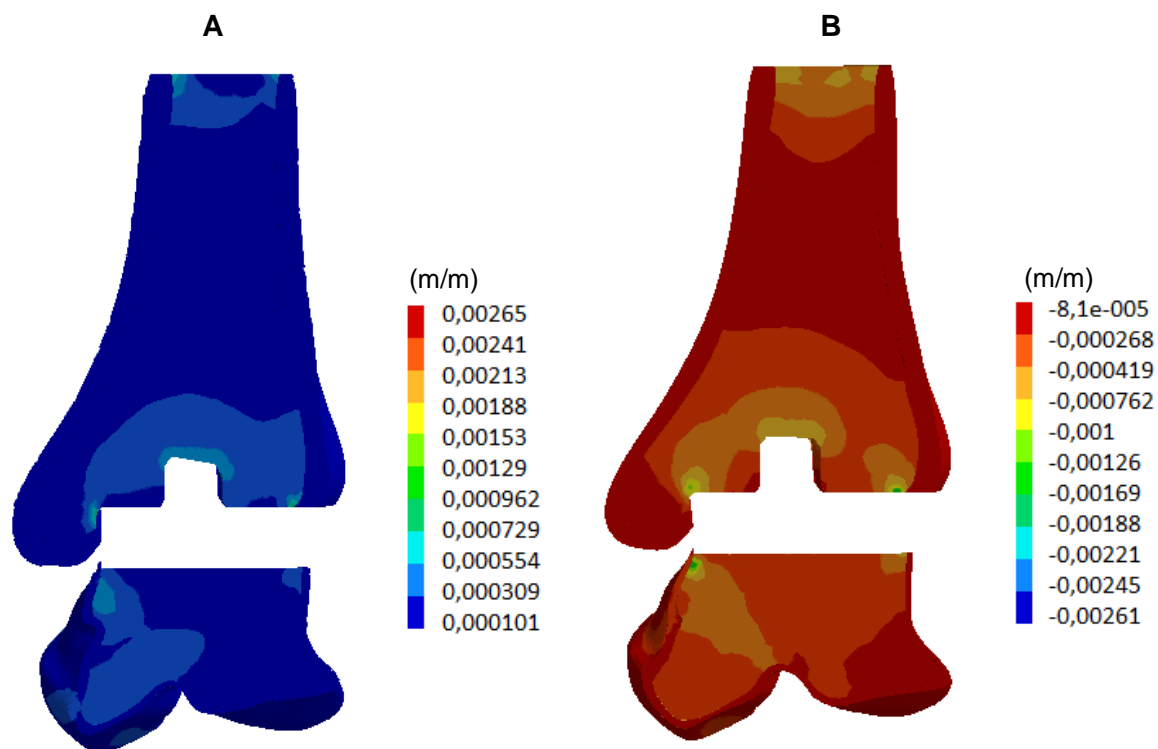


Figura 51 - Gráficos representativos das deformações principais do Modelo Implantado do Talus. A – Maximos; B - Minimos

Com isto, pode-se concluir que as posições de extensão e neutra, são as que estão sujeitas a uma maior deformação, principalmente na zona medial e lateral para a posição de extensão e na zona anterior e posterior para o outro caso. Isto pode ser também evidenciado na figura 52 para a posição neutra.



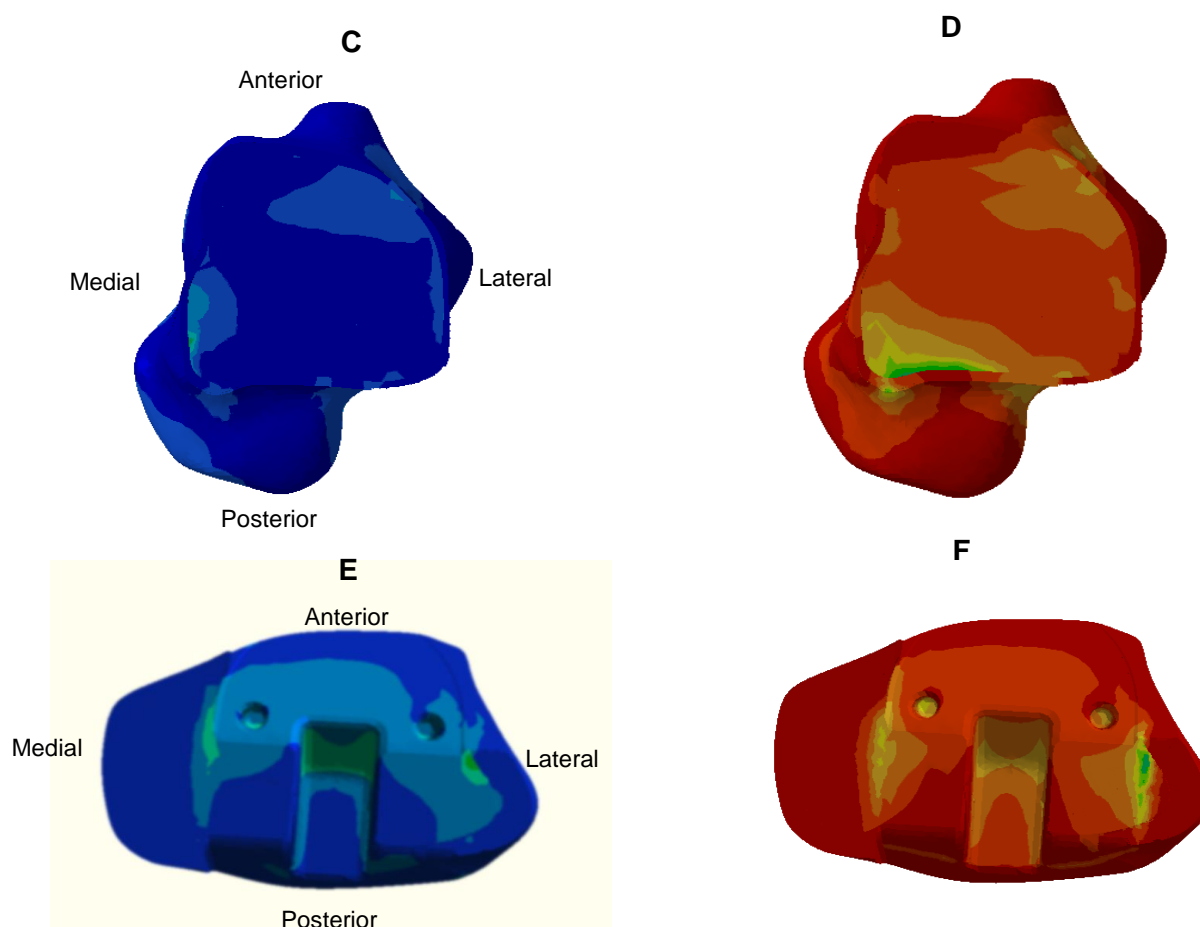


Figura 52 - Representação das deformações principais no modelo implantado. A – Vista Frontal das deformações máximas; B – Vista Frontal das deformações mínimas; C – Vista Transversal as deformações máximas do talus; D – Vista Transversal das deformações mínimas do do talus; E – Vista Transversal das deformações máximas da tíbia; F- Vista Transversal as deformações mínimas da tíbia.

6.3. Comparação entre Implantado e Intacto

Após a análise dos resultados dos ensaios do implante intacto e do implante com a prótese, é agora possível realizar a comparação dos resultados obtidos nas diferentes simulações. Para isso, foram sobrepostos os gráficos de deformações principais já demonstrados mais acima, de forma a obter uma representação mais clara e elucidativa da diferença entre os resultados obtidos no “Intacto vs Prótese”. Os gráficos resultantes são representados e analisados mais abaixo.

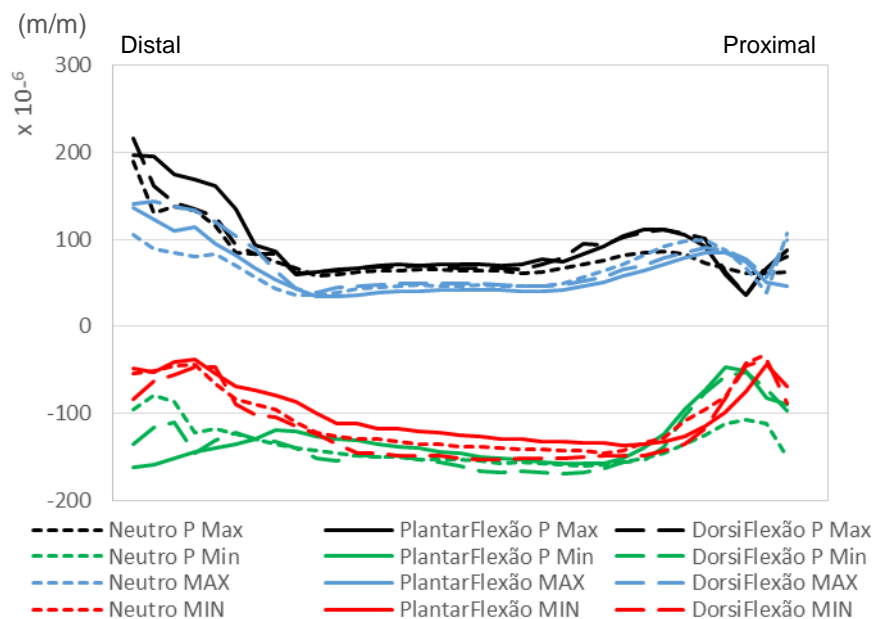


Figura 53 - Gráfico comparativo das deformações principais da zona anterior da Tíbia.

Como se pode observar, pela figura 53, as deformações mais significativas no lado anterior, ocorrem na zona distal, em que os valores para o implante com prótese são superiores comparativamente ao implante intacto considerando as diferentes posições testadas. A maior diferença de valores de deformação máxima ocorre para a posição de flexão, em que a diferença é cerca de 100%. Para as deformações mínimas a maior diferença ocorre também na posição de extensão e é de 205%.

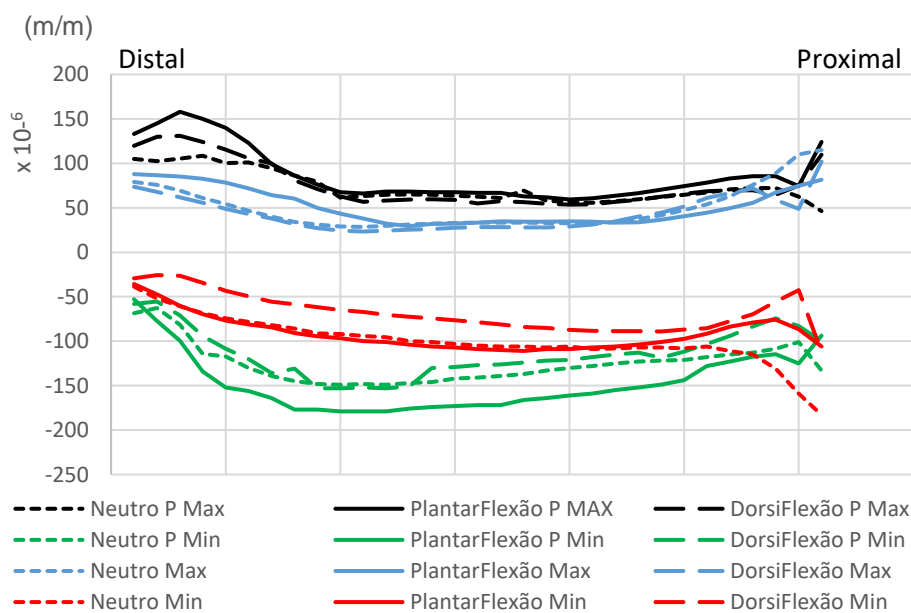


Figura 54 - Gráfico comparativo das deformações principais da zona posterior da Tíbia.

Considerando agora a figura 54 que ilustra os resultados das deformações principais na zona posterior da tíbia. Considerando as deformações máximas, esta é atingida quando se está na zona distal, na posição de extensão tendo um valor associado de 185%, isto acontece devido á reduzida área de contacto que na posição de extensão se move para zona posterior, aumentando assim, as tensões de contacto nessa zona junto ao interface osso-prótese. O inverso acontece quando se está em flexão, sendo por essa razão a posição que se obtém os valores de deformação máximos e mínimos mais baixos. O mesmo acontece para as deformações principais mínimas que atingem um valor crítico de 245% na zona distal, na posição de extensão.

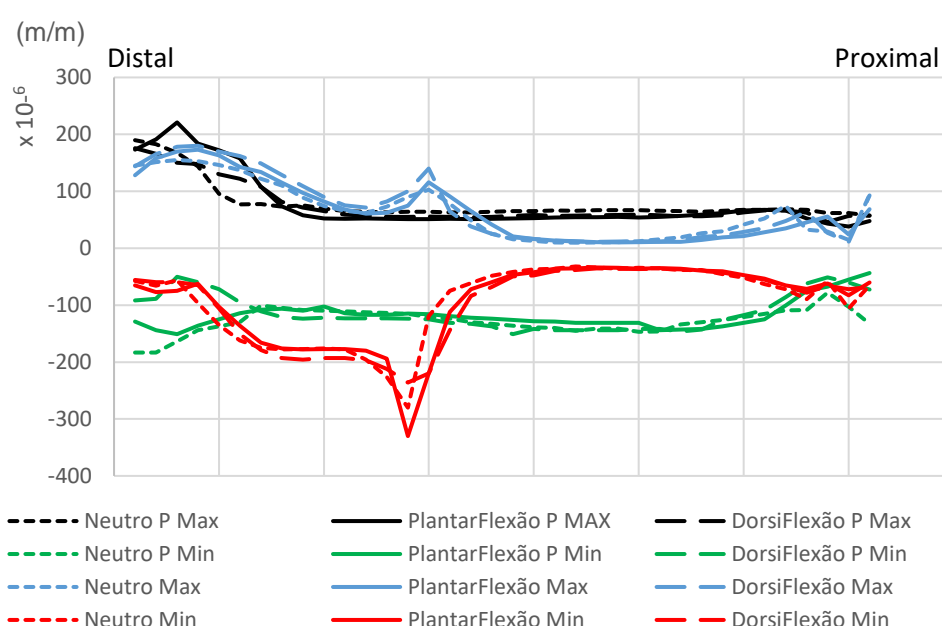


Figura 55 - Gráfico comparativo das deformações principais da zona lateral da Tíbia.

Através da análise das deformações no aspeto lateral, apresentadas na figura 55, pode-se perceber que existe alterações entre o modelo intacto e o modelo implantado. Isso torna-se evidente, essencialmente ao longo da zona distal da tíbia em que o modelo intacto atinge valores superiores ao implantado para todas as posições testadas. Para o modelo intacto denota-se um pico de deformação na zona acima do maléolo, sendo este mais crítico para a deformação mínima na posição de extensão, atingindo mesmo o máximo com um valor aproximado de $300 \mu\epsilon$. Este pico ocorre também na mesma zona para as deformações máximas, atingindo um máximo na posição de flexão, se bem que não é a deformação máxima, sendo esta atingida no modelo implantado em posição de extensão na zona mais distal da tíbia.

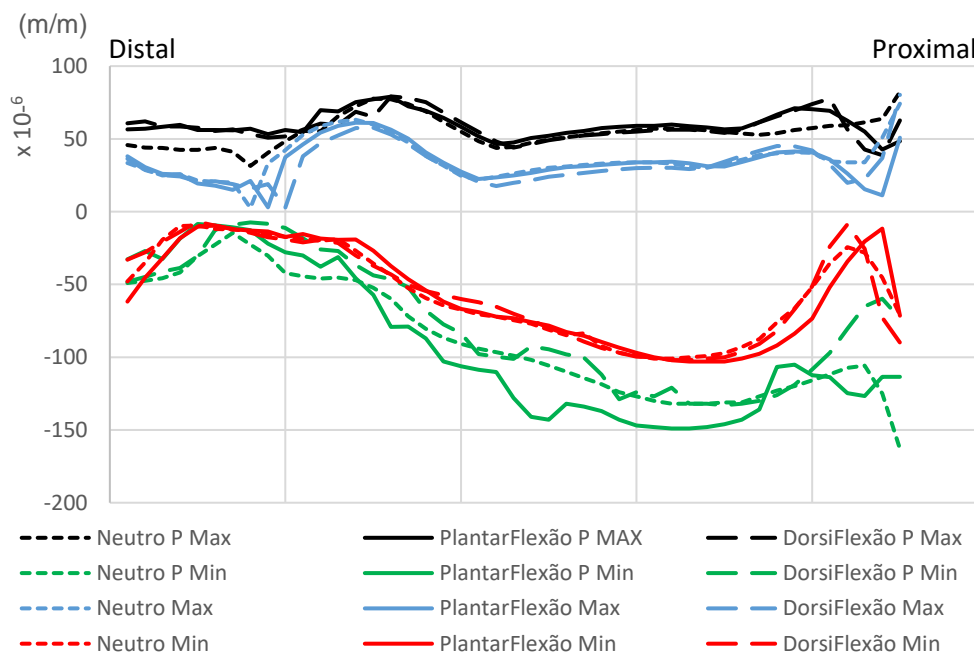


Figura 56 - Gráfico comparativo das deformações principais da zona Medial da Tíbia.

No que concerne a zona medial (figura 56), observa-se as diferenças mais significativas na zona distal para as deformações máximas e na zona proximal para as deformações mínimas. Para a deformação principal mínima, a diferença máxima foi de 1220% entre a extensão com modelo implantado e flexão do modelo intacto. Já na deformação principal máxima, a diferença máxima entre extensão implantado e intacto é de 990%.

É possível realizar uma análise semelhante á da tíbia no talus, a partir das figuras 57 à 62, em que estas apresentam a comparação das deformações principais máximas e mínimas do modelo implantado com o modelo intacto para as posições de extensão, flexão e posição neutra.

Portanto, na figura 57 e 58 estão representados os resultados obtidos para a posição de extensão, em que é visível para as deformações máximas, a existência de valores elevados na zona lateral no modelo intacto e ainda mais elevados para o implantado. Para além disso, apresentam-se valores superiores na zona posterior e medial no modelo implantado relativamente ao intacto.

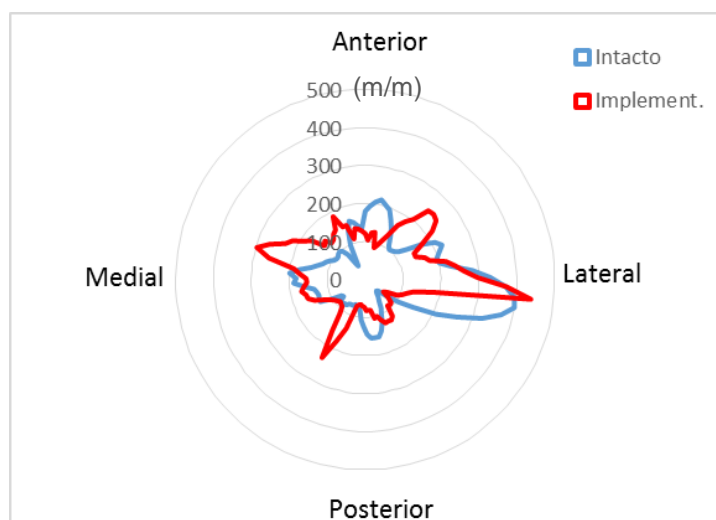


Figura 57 - Gráfico comparativo das deformações principais máximas ($\mu\epsilon$) em extensão.

No que concerne as deformações principais mínimas para a posição de extensão, verifica-se mais uma vez, a alteração da zona com maior deformação quando aplicado o modelo implantado. Desta forma, quando se aplica o implante, obtém-se valores superiores em 845%, 82% na zona lateral e 130% na zona anterior. Ainda assim, a diferença máxima existente é no modelo intacto, em que, na zona lateral a deformação principal mínima foi de 940%.

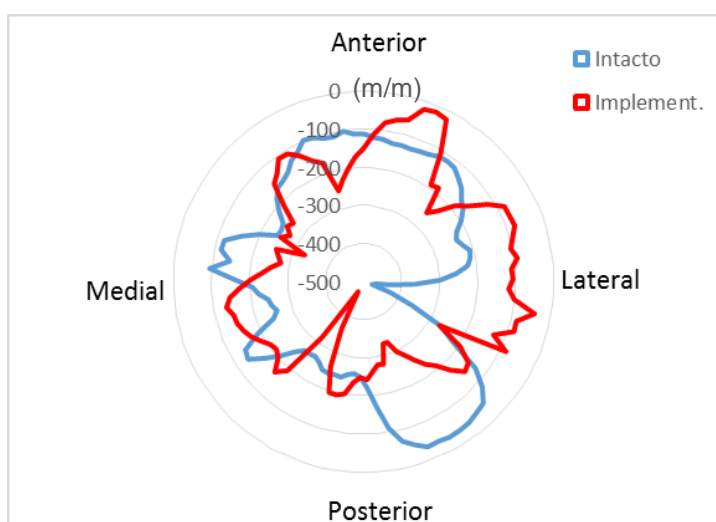


Figura 58 - Gráfico comparativo das deformações principais mínimas ($\mu\epsilon$) em extensão.

Como se pode verificar, pelos gráficos 59 e 60, com a introdução da prótese modelo, existe uma mudança de local onde ocorrem as deformações principais. Uma das razões que conduzem a este resultado é devido à diferença das áreas de contacto entre o modelo intacto e implantando,

contribuindo assim para a existência de *stress-shielding* nessa zona. Assim, na posição de flexão a diferença máxima da deformação máxima existente no talus é de 225% e ocorre na zona posterior para o modelo implantado.

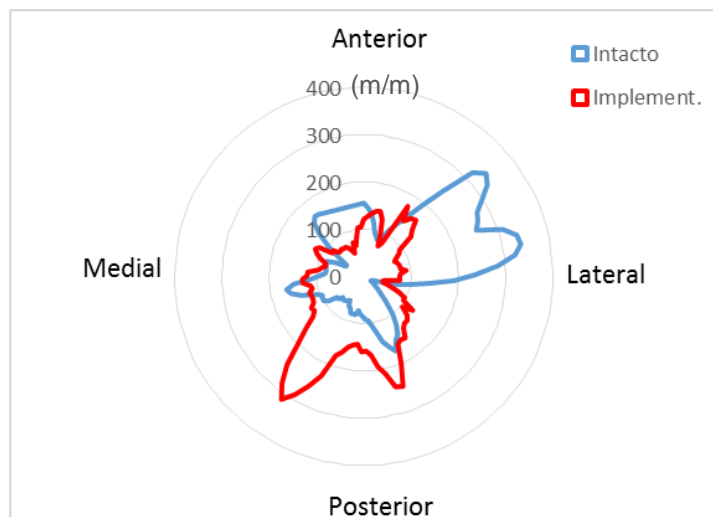


Figura 59 - Gráfico comparativo das deformações principais máximas ($\mu\epsilon$) em flexão.

No gráfico das deformações principais mínimas, o modelo intacto obtém valores superiores na zona lateral, e é ainda onde existe a maior diferença de valores (2500%) uma vez que nessa zona a deformação mínima do modelo implantado é praticamente inexistente.

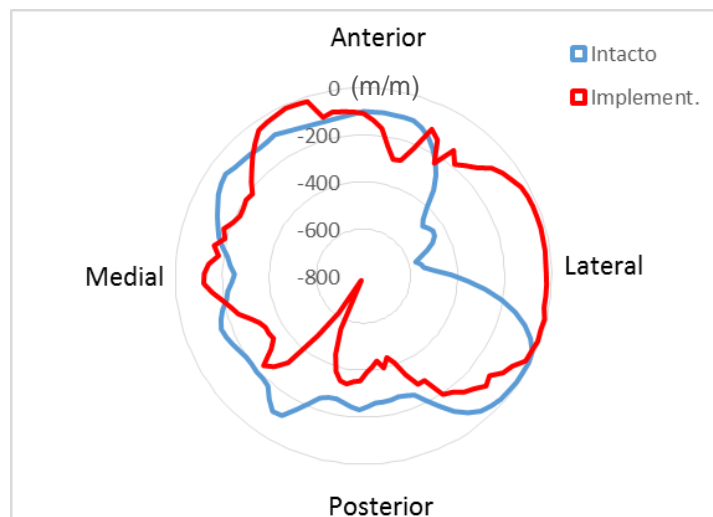


Figura 60 - Gráfico comparativo das deformações principais mínimas ($\mu\epsilon$) em flexão.

Através da análise das deformações principais, apresentadas na figura 61 e 62 para o implantado e intacto, é possível de observar que nas deformações principais máximas existe uma diferença de valores nas zonas anterior e posterior com a aplicação do modelo implantado. De notar que, o talus quando ainda intacto, possui uma distribuição das suas deformações que lhe são características. Após a inserção do novo modelo é possível a ocorrência de alterações importantes na zona do talus, sendo este um forte indicio para a ocorrência de *stress-shielding*.

Em relação às deformações principais mínimas, o gráfico permite concluir que o modelo implantado apresenta valores superiores na zona posterior e anterior, enquanto na zona lateral o modelo intacto registou valores superiores.

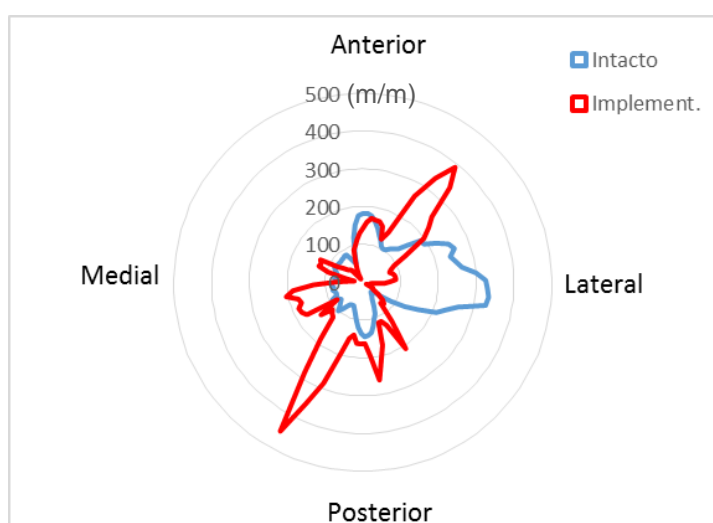


Figura 61 - Gráfico comparativo das deformações principais máximas ($\mu\epsilon$) em neutra.

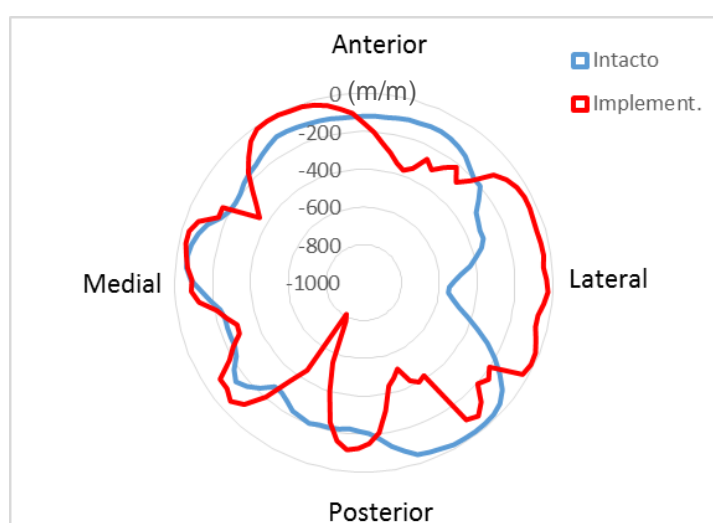


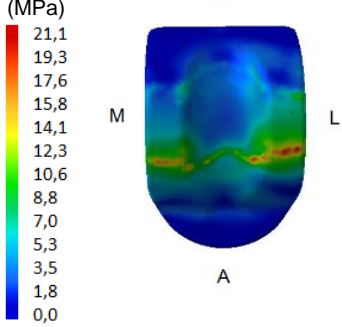
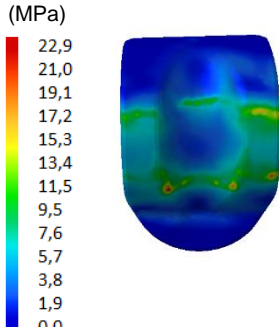
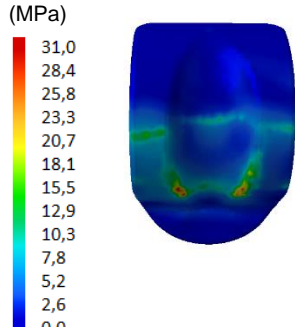
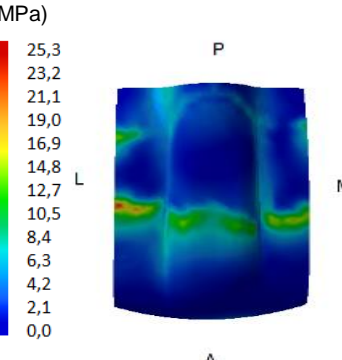
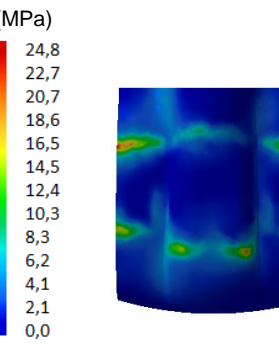
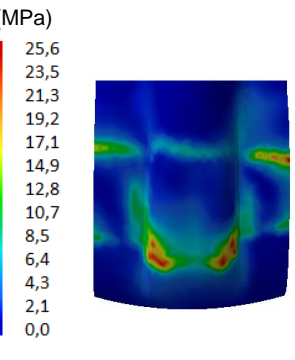
Figura 62 - Gráfico comparativo das deformações principais mínimas ($\mu\epsilon$) em neutra.

6.4. Análise de Tensões

Foram ainda registadas e analisadas as tensões de Von Mises para as diferentes posições quando sujeitas a uma carga de 600N. Este tipo de registo é utilizado de forma a perceber o comportamento da interface quando sujeito a cargas, sendo depois comparado com a tensão limite de fadiga. Na Tabela 9 estão representados os resultados obtidos no interface Prótese-Prótese.

Analisando as figuras, pode-se observar que a área de contacto no interface é reduzida fazendo com que exista uma distribuição das tensões pouco uniforme na superfície dos componentes, para além disso, pode-se concluir ainda que conforme se varia a posição adotada, existe uma deslocação da zona de onde se dá o contacto. É também possível de observar que existe um aumento considerável das tensões do componente tibial, para um máximo de 41,4 MPa quando este se encontra na posição de flexão e um mínimo (31 MPa) quando está em posição de extensão. Considerando agora o componente talar, os valores são máximos quando esta se encontra nas posições de flexão e extensão.

Tabela 9 - Tensões de Von Mises no interface Prótese-Prótese

Extensão	Neutra	Flexão
		
		

CAPÍTULO 7

Discussão

Após a análise dos resultados registados na tíbia e no talus, pode-se concluir que para os dois moledos estudados (modelo intacto e implantado) admitem comportamentos bastante diferenciados. Esta tendência torna-se mais evidente para os dados do talus em que, seguidamente à elaboração da Artroplastia, denota-se uma tendência para a alteração do local das deformações principais, sendo mais notório nos casos de posição de flexão e neutra em que existe um incremento de deformação principal máxima e mínima na zona posterior e anterior. Esta alteração poderá ser prejudicial para o bem-estar da articulação, uma vez que, esta mudança de zona de afetação pode causar uma diminuição da densidade óssea por efeito de *stress-shielding*. No sentido contrario, na zona posterior e anterior, esta alteração pode levar a uma hipertrofia do osso nessa região ou levar até mesmo à fratura. De salientar também, que para a posição de extensão, também pode sofrer este tipo de problema, uma vez que, apesar de registar deformações principais máximas e mínimas na zona lateral, existe também um incremento importante na zona medial. Isto conclui-se que para o talus, durante o ciclo de marcha, as zonas afetadas são muito diferenciadas ao longo do movimento.

No caso da tíbia, após uma análise dos resultados entre o modelo implantado e intacto conclui-se que ocorre tendencialmente um aumento das deformações principais máximas e mínimas na zona mais distal da tíbia. Quando em posição de extensão, na zona medial da tíbia, após a artroplastia há um aumento de 990% das deformações máximas o que poderá levar a uma hipertrofia ou fratura do osso por fadiga nessa região. Ainda na posição de extensão, verifica-se um aumento significativo das deformações máximas na região posterior, este aumento de 85% é devido à diferença de coeficientes de elasticidade entre o implante e o osso, bem como devido à diminuição da área de contacto. A importância desta variante denota-se principalmente quando se compara na zona posterior, as deformações máximas entre a posição de extensão e neutra, em que a primeira admite valores superiores na ordem dos 50%, isto acontece devido ao facto de que na posição de extensão a área de contacto se mover para a zona posterior da tíbia. Por outro lado, observou-se na zona Anterior a deformação é máxima na posição de flexão, sendo esperado um aumento da densidade óssea nestas zonas devido ao aumento dos estímulos mecânicos. No sentido inverso, observa-se na zona lateral, uma diminuição das deformações mínimas e máximas de 96% e 80% respetivamente, principalmente quando em posição neutra, este tipo de comportamento deve ser tido em conta no processo de remodelação óssea, podendo estar relacionado com a diminuição da densidade óssea.

Ainda assim, deve-se salientar que os resultados obtidos foram inferiores quando comparado com outros estudos (*Coelho, 2014, Alberto, 2016*) em que os níveis de deformação na zona distal foram mais elevados, uma das razões que conduz a este desfecho é devido às condições fronteira osso-prótese aplicadas ao modelo, já que, estando elas definidas como coladas e não com atrito, de forma a simular um contexto a longo termo, o que impediu o deslocamento e consequentemente novos valores de deformação. Por essa mesma razão é difícil efetuar uma comparação com outros estudos desenvolvidos e também devido a não existir nenhum tipo de estudo para este conceito.

Através das tensões de Von Mises foi possível confirmar a alteração as zonas de contacto nas diferentes posições estudadas. Considerando ainda, que a tensão de limite de cedência do crómio-cobalto é de 1300 MPa (*Completo A. et al. 2011*), pode-se afirmar que não existe qualquer tipo de risco de cedência de qualquer um dos componentes na zona da interface, uma vez que, o valor máximo obtido foi de 41,6 MPa que corresponde apenas 3.1% do valor máximo admitido. É difícil comparar os resultados obtidos com outros estudos, já que o tipo de contacto existente nesta interface é de metal-metal e não polietileno-metal, no entanto, no estudo elaborado por *Reggiani et al. 2006* em que desenvolveu uma análise da prótese BOX durante o ciclo de marcha, registou uma distribuição não uniforme das tensões bem como as tensões foram máximas na posição de flexão (16 MPa) confirmando assim, como sendo a fase com maior exigência durante o ciclo de marcha.

Deve-se também salientar, que a posição adotada para a prótese foi uma posição ótima, sendo que, para um caso em ambiente real ou procedimento experimental, a posição do modelo pode sofrer variações que se poderão refletir nos resultados obtidos.

Assim sendo, conclui-se que o conceito prótese abordado, pode contrair vários problemas devido à remodelação óssea e efeito de *stress-shielding*, podendo assim, estar associado à falência do osso, devido à absorção das cargas por parte do conceito prótese e possível migração dos componentes. Este tipo de efeitos pode conduzir a uma cirurgia de revisão ou até mesmo à aplicação da Artrodese

CAPÍTULO 8

Conclusão

O recurso à Artroplastia total do tornozelo permite responder à restauração da articulação do tornozelo e tem vindo a ser alvo de várias discussões por parte da comunidade científica, isto porque, os resultados que têm vindo a ser revelados apontam para a existência de complicações a longo prazo. Com a análise dos resultados clínicos, são vários os problemas associados a este procedimento desde riscos de infeção, *stress-shielding* no interface osso-prótese, migração de componentes, instabilidade da prótese, fratura dos maléolos entre outras. Ainda assim, este procedimento tem vindo a ser cada vez mais aplicado para diferentes casos de artrites, em detrimento da Artrodese, que passa a ser o último recurso em caso da falência da Artroplastia total do tornozelo.

De forma a inverter esta tendência de necessidade de revisão e consequente aplicação de Artrodese, vários estudos e conceitos têm vindo a ser desenvolvidos de forma a melhorar a performance das próteses. Nesse sentido é que surge este conceito. Este trabalho tem por objetivo estudar através do método de elementos finitos um conceito prótese a ser aplicado em procedimentos de Artroplastia Total do Tornozelo e os diferentes comportamentos do tornozelo antes e depois do procedimento. Uma das vertentes que é alvo este estudo tem a ver com o registo das deformações para as posições de extensão, flexão e neutro sob as mesmas condições de carga (600N), tendo-se registado um aumento das deformações para as posições de extensão e flexão. Com a comparação de comportamento biomecânico da tíbia para as condições de intacto e implantado, verificou-se que, após a aplicação da prótese, existe uma variação e transladação das deformações principais, sugerindo que podem surgir complicações de densidade óssea na zona mais distal da tíbia, e ainda a possibilidade de ocorrer *loosening*. Considerando agora os resultados obtidos no talus, constata-se que posteriormente à aplicação do implante, ocorre a alteração das regiões que estão sujeitas a deformação, levando à fragilização da zona lateral da tíbia e do talus devido à diminuição de estímulos que conduz à reabsorção óssea e consequente perda de densidade. No sentido contrário, o forte aumento de estímulos nas zonas posterior e anterior do talus, levam á hipertrofia do osso devido ao forte aumento dessa mesma deformação podendo mesmo conduzir à falência do osso.

Quando ao conceito, é de salientar o facto de este modelo permitir uma maior mobilidade e liberdade de movimentos, bem como o facto do modelo tibial envolver uma grande área da tíbia quando comparado com outros conceitos, o que conduz a uma maior área de contacto e melhor distribuição de cargas, no entanto, é de prever um rápido desgaste do interface da prótese sendo

este o principal problema deste conceito, devido à reduzida área de contacto existente entre os dois componentes. Este rápido desgaste poderá conduzir à instabilidade. Outra situação que foi possível concluir é que o ressalto central existente no interface prótese-prótese não é suficiente para orientar de modo eficiente o movimento, estando mais uma vez a baixa área de contacto diretamente relacionada com este problema, promovendo ainda mais a instabilidade e esforço adicional dos tendões.

Ainda assim, pode-se concluir que os resultados alcançados são de certa forma limitados. Isto acontece devido a que, para o modelo desenvolvido neste estudo, não foram tidas em consideração elementos essenciais que envolvem a articulação do tornozelo, tais como, as forças exercidas pelos tecidos moles que tornariam a simulação mais fidedigna com a realidade.

CAPÍTULO 9

Trabalhos Futuros

No que respeita a futuros desenvolvimentos, um dos tópicos que deveriam ser abordados passaria pelo melhoramento do conceito a nível design, de forma a aumentar a linha de contacto entre os dois componentes da prótese de forma a existir uma maior área de transferência de tensões de contato fazendo com que exista uma melhor distribuição de cargas e assim mimetize o movimento natural do tornozelo. Uma das possíveis soluções para este problema, passaria pela introdução de um terceiro componente, que iria articular entre os componentes de maneira a se obter faces congruentes e desta forma, aumentar a área de contato. A proposta de melhoria apresentada iria também favorecer a orientação do movimento já que se poderia tirar um melhor partido do ressalto central, aumentando ainda mais a estabilidade. Outra temática que deveria ser revista seria os materiais aplicar nos modelos, uma vez que, o uso de um contacto do tipo Metal-Metal poderá causar problemas inflamatórios e imunológicos, a sugestão passaria então por permitir apenas o uso das combinações metal-cerâmico cerâmico-cerâmico ou então o uso do revestimento de polietileno. Uma outra opção passaria, mais uma vez, pelo uso de um terceiro componente de polietileno entre os dois componentes metálicos que impediria o toque entre os dois. Outra situação que deveria ser alvo de estudo, é o tipo de abordagem cirúrgica que é feita para a aplicação da prótese, isto porque, uma intervenção lateral tem como procedimento a movimentação de uma parte da fíbula para o lado para a execução do procedimento e depois é reposicionada com uma placa de metal tornando-a assim num método mais invasivo que a abordagem pelo lado anterior.

Ainda assim, seria aconselhável a realização de estudos “in vitro” de forma a prever comportamentos numa situação real uma vez que a posição adotada neste estudo é uma posição ótima.

Referências

- Affatato, S., Leardini, A., Leardini, W., Giannini, S. e Viceconti, M. (2007). Meniscal wear at a three-component total ankle prosthesis by a knee joint simulator. *Journal of Biomechanics*.40:1871–1876
- Alberto, F. (2016). Biomecânica da Articulação tibiotársica – nativa versus artroplástica. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 68 pp
- Alexander, R. M. (2002). Energetics and optimization of human walking and running: The 2000 Raymond Pearl Memorial Lecture. *American Journal of Human Biology*. 14: 641-648.
- Anderson, D. D., Goldsworthy, J. K., Li, W., Rudert, M. J., Tochigi, Y. e Brown, T. D. (2007). Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle. *Journal of Biomechanics*. 40:1662-1669
- Arthroplasty, Ankle, (2013). Demographics and Outcome of Ankle Arthroplasty. Australian Orthopaedic Association. Supplementary Report 2014. 1-8
- Athanasiou, K.A., Liu, G.T., Lavery, L.A., Lanctot, D.R., and Schenck, R.C., Jr. (1998). Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 348: 269-81
- Barg, A., Pagenstert, G.I., Hügler, T., Gloyer, M., Wiewiorski, M., Henninger, H. B. e Valderrabano V. (2013). Ankle osteoarthritis: etiology, diagnostics, and classification. *Foot and ankle clinics*. 18: 411–426
- Bianchi, A., Martinelli, N., Sartorelli, E., e Malerba, F. (2012). The Bologna-Oxford total ankle replacement: A mid-term follow-up study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 94-B: 793–798
- Bonnin, M., Judet, T., Siguier, T., e Colombier, J. A. (2006). Total ankle replacement. History, evolution of concepts, designs and surgical technique. In *Foot and ankle in rheumatoid arthritis* (pp. 179–200). Paris: Springer Paris.
- Bonnin, M., Gaudot, F., Laurent, J.R., Ellis, S., Colombier, J.A. e Judet, T. (2011). The total ankle arthroplasty: Survivorship and analysis of failures at 7 to 11 years. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 469:225-36
- Brooks, A.T., Andrade, R. E., Middleton, K.R., e Wallen, G.R. (2014). *Clinical Medicine Insights: Arthritis and Musculoskeletal Disorders*. 7:21–26

- Buchholz, H.W., Engelbrecht, E. e Siegel, A. (1973). Complete ankle joint endoprosthesis type "St. Georg." *Chirurg.* 44: 242–24
- Burks, R. e Morgan, J. (1994). Anatomy of the Lateral Ankle Ligaments. *The American Journal of Sports Medicine.* 22:72-7
- Campbell, K.J., Michalski, M.P., Wilson, K.J., Goldsmith, M.T., Wijdicks, C.A., LaPrade, R.F. e Clanton, T.O. (2014). The ligament anatomy of the deltoid complex of the ankle: a qualitative and quantitative anatomical study. *The Journal of bone and joint surgery.* 96:e62
- Coelho, D. (2014). Estudo numérico e experimental da articulação do tornozelo. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 114 pp
- Completo A., Fonseca F., (2011). Fundamentos de Biomecânica Músculo Esquelética e Ortopédica. Porto: Publindústria
- Coughlin, M. J., Saltzman, C. L. e Anderson, R. B. (2014). *Mann's Surgery of the Foot and Ankle.* 9th edition. (pp.31-34).
- Cowin, C.S. (1991). The mechanical properties of cortical bone tissue. In: Cowin, C.S. (Ed.), *Bone Mechanics*, CRC, Florida.
- Dawe, E. J. C. e Davis, J., (2011). Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthopaedics and Trauma.* 25: 279–286
- Doets, H. C., Plaat, L. W. V. D. e Nelissen, R. G. H. H. (2007). Overview of Currently Available Prosthetic Designs and Review of the Clinical and Radiographic Outcome of Total Ankle Arthroplasty: *Minerva Ortop Traumatol.* Amsterdam, The Netherlands
- Dubin, J. C., Comeau, D., McClelland, R.I., Dubin, R. A. e Ferre, I E. (2011). Lateral and syndesmotic ankle sprain injuries: A narrative literature review. *Journal of Chiropractic Medicine.* 10: 204–219
- Elliot, B. J., Gundapanenia, D. e Goswami, T. (2014). Finite element analysis of stress and wear characterization in total ankle replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* **34**: 134–145
- Fevang, B.-T. S., Lie, S. A, Havelin, L. I., Brun, J. G., Skrederstuen, A. e Furnes, O. (2007). 257 Ankle arthroplasties performed in Norway between 1994 and 2005. *Acta orthopaedica.* 78: 575–583
- Fuchs, S., Sandmann, C., Skwara, A. e Chylarecki, C. (2003). Quality of life 20 years after arthrodesis of the ankle. A study of adjacent joints. *The Journal of bone and joint surgery.* 85-B: 994–998

- Gaudot, F., Colombier, J. A., Bonnin, M., e Judet, T. (2014) A Controlled, Comparative Study of a Fixed-Bearing Versus Mobile-Bearing Ankle Arthroplasty. *American Orthopaedic Foot and Ankle Society*. 35: 131-140
- Gill, L. H. (2004). Challenges in total ankle arthroplasty. *Foot & ankle international*. 25: 195–207
- Giannini, S., Romagnoli, M., Cadossi, M. e Leardini, A. (2013). The BOX ankle replacement: Results at a minimum follow-up of 5 years. *Orthopaedic & Muscular System*. 2: 1-4
- Gray, H. (2000). *Anatomy of the Human Body*. (20th edition). New York: Bartleby.com
- Gougoulas, N. E., Khanna, A., e Maffulli, N. (2009). History and evolution in total ankle arthroplasty. *British Medical Bulletin*, 89: 111-51
- Haider, H. (2008). Fixed or mobile bearing Total Ankle Replacement designs: What really matters?. *University of Nebraska Medical Center*. 1–18f.
- Hamblen, D. L. (1985). Can the ankle joint be replaced? *The Journal of bone and joint surgery*. 67: 689–690
- Hamill, J. e Knutzen, K. M. (1999). *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. 1ª ed Brasileira. Manole LTDA
- Hertel, J. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 37: 364–375
- Hintermann, B.(2005a). Total Ankle Arthroplasty: Historical Overview, Current Concepts and Future Perspectives. (pp.49-51). Springer Science & Business Media
- Hintermann, B. (2005b). Total Ankle Arthroplasty: Historical Overview, Current Concepts and Future Perspectives. (pp 64-71). Springer Science & Business Media
- Jensen, N.C., Hvid, I., e Kroner, K. (1988). Strength pattern of cancellous bone at the ankle joint. *Eng Med*. 17: 71-6
- Kitaoka, H. B., Wikenheiser, M. A., Shaughnessy, W.J. e An K.-N. (1997). Gait abnormalities following resection of talocalcaneal coalition. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 79: 369 -74
- Kyung, T. L., Young, K., Ki, W. Y., Hak, J. K., Shin, Y. P., JIN, S. K. e Ki, C. K. (2010). Perioperative complications of the MOBILITY total ankle system: comparison with the HINTEGRA total ankle system. *Journal of Orthopaedic Science*. 15: 317-322
- Kofoed, H. (2006). Some reflections about the evolution of ankle prosthesis. In *Foot and ankle in rheumatoid arthritis*. (pp 201-206) Paris: Springer Paris

- Leardini, A. e Moschella, D. (2002). Dynamic simulation of the natural and replaced human ankle joint. *Medical & Biological Engineering & Computing*.40: 194-199
- Leondes, C. T. (2009). *Biomechanical-Systems Technology*. Los Angeles: World Scientific Publishing Co. Ltd.
- Liu, Q. Zhang, K., Zhuang, Y., Li, Z., Yu B. ePei, G. (2013). Analysis of the Stress and Displacement Distribution of Inferior Tibiofibular Syndesmosis Injuries Repaired with Screw Fixation: A Finite Element Study. *PLoS ONE*. 8: e80236- e80236
- Lodhi, Y., McKenna, J, Herron, M. e Stephens, M.M. (2004). Total ankle replacement. *Irish medical journal*. 97:104–105.
- Lord, G. e Marotte J.H. (1973). Total ankle prosthesis. Technic and 1st results. Apropos of 12 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 59:139–141
- Lundberg, A. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot & ankle*. 9:194–200.
- Mann, J. A. e Horton, R. A. E. (2011). STARTM ankle: long-term results. *Foot & ankle international*. 32: S473–S484
- Massada L. (2003) Lesões no desporto. Perfil traumatológico do jovem atleta português. Lisboa Caminho
- Massada, M., Pereira, A., Aido, A., Sousa, R. e Massada, L. (2010). Entorses do Tornozelo da Lesão Aguda à Instabilidade Crónica. *Revista de Medicina Desportiva*. 1: 12–14
- Milner, C. E. e Soames, R. W. (1998). Anatomy of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot & Ankle International*. 19: 757–760
- Moore, K. L., Agur, A. e Dalley, A. F. (2011). *Essencial clinical Anatomy*. (4th edition). Chapter 5, (pp 385 – 389). London: Lippincott Williams & Wilkins
- Newton, S.E. (2004). An artificial ankle joint, *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 424:2–8
- Netter, F. H. (2000). *Atlas de Anatomia Humana*. 2ª edição. Porto Alegre: Artmed
- Pappas, M., Buechel, F. F. e Depalma, A. F. (1976). Cylindrical total ankle joint replacement. Surgical and biomechanical rationale. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 118: 82–92
- Prissel, M. A. e Roukis, T. S. (2013). Incidence of Revision After Primary Implantation of the Scandinavian Total Ankle Replacement System. A Systematic Review. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*. 30: 237–250

- Reggiani, B., Leardini, A., Corazza, F., and Taylor, M. (2006). Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*. 39: 1435- 1443
- Reilly, D. T. e Burstein, A. H. (1975). The Elastic and Ultimate Properties of Compact Bone Tissue. *Journal of Biomechanics*. 8: 393–405
- Rho, J.Y., Kuhn-Spearing, L. e Zipoupos, P. (1998). Mechanical Properties and the Hierarchial Structure of Bone. *Medical Engineering & Physics*. 20: 92-102
- Rippstein, P.F., Huber, M., Coetzee, J.C. e Naal, F.D. (2011) Total ankle replacement with use of a new three-component implant. *The Journal of bone and joint surgery*.93: 1426–35
- Rodrigues, D. S. de O. S. (2013). Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty: Stress Analysis and Bone Remodeling. S.T.A.R., Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica, Instituto Superior Técnico,Lisboa, 130 pp.
- Rose, J. e Gamble, J. G., (1998) *Marcha humana*. 2ª ed. São Paulo: Premier
- Roukis, T. S. e Prissel, M. A. (2013) Registry Data Trends of Total Ankle Replacement Use. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 52: 728–735
- Schuh, R., Hofstaetter, J., Krismer, M., Bevoni, R., Windhager, R., e Trnka, H.-J. (2012). Total ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis. Comparison of sports, recreational activities and functional outcome. *International Orthopaedics*, 36: 1207–1214
- Seireg, A. e Arvikar.(1975). The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics*. 8:89-102
- Shahar, R., Zaslansky, P., Barak, M., Friesem, A. A., Currey, J.D. e Weiner, S. (2007). Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry. 40: 252–264
- Silva, M., (2004). Apontamentos da Disciplina de Biomecânica do Movimento. DEM, IST.
- Soderberg, G. L. (1986). *Kinesiology: Application to pathological motion*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Sproule, J. A., Chin, T., Amin, A., Daniels, T., Younger, A. S., Boyd, G. e Glazebrook, M. A. (2013). Clinical and Radiographic Outcomes of the Mobility Total Ankle Arthroplasty System: Early Results From a Prospective Multicenter Study. *American Orthopaedic Foot & Ankle Society*. 34: 491-497

Thian, C., Tiernan, S., McEvoy, F. e Flavin, R. "An Engineering Evaluation of Ankle Prosthetics", 2008, 25th International Manufacturing Conference, September, DIT. Dublin.

Waugh, T.R., Evanski, P.M., McMaster, W.C. (1976). Irvine ankle arthroplasty. Prosthetic design and surgical technique, *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 114:180–186

WRIGHT Medical Technology, Inc. (2015). Treating Your Ankle Arthritis with the INBONE® Total Ankle System. Acedido em 30/10/2016 em http://www.wmtemedia.com/ProductFiles/Files/PDFs/013177_EN_LR_LE.pdf

Wood, P. L. R. e Deakin, S. (2003). Total ankle replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 85: 334–341

Wood, P. L. R., Karki, M. T. e Watmough, P. (2010). The Results of 100 Mobility Total Ankle Replacements. *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*. 92: 958-962

Vickerstaff, J. A., Miles, A. W., Cunningham, J.L. (2007). A brief history of total ankle replacement and a review of the current status. *Medical Engineering & Physics*. 29:1056-64

Yamada, H. (1970). *Strength of Biological Materials*. Williams and Wilkins, Baltimore

Zwipp, H., Randt, T. (1994). Ankle joint biomechanics. *Foot and Ankle Surgery*. 1: 21–27

Anexos